

PRV

PATENT- OCH REGISTRERINGSVERKET
Patentavdelningen

Intyg Certificate



Härmed intygas att bifogade kopior överensstämmer med de handlingar som ursprungligen ingivits till Patent- och registreringsverket i nedannämnda ansökan.

This is to certify that the annexed is a true copy of the documents as originally filed with the Patent- and Registration Office in connection with the following patent application.

(71) *Sökande* *Anagram Consultants AG, Herzogenbuchsee CH*
Applicant (s)

(21) *Patentansökningsnummer* *9902381-4*
Patent application number

(86) *Ingivningsdatum* *1999-06-23*
Date of filing

Stockholm, 2004-10-26

För Patent- och registreringsverket
For the Patent- and Registration Office

Hjärdís Segerlund

Avgift
Fee *170:-*

**CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT**

Implanterbar anordning för utnyttjande av hjärtats hydrauliska energi

10 Föreliggande uppfinning avser i en levande organism implanterbar anordning för utnyttjande av åtminstone del av den av hjärtat - primärenheten - alstrade hydrauliska energin, som erhålles vid hjärtats naturliga arbetsfaser, dvs. vid sammandragningsfasen (systole), som trycksätter blodet och avslappningsfasen (diastole) under vilken hjärtkamrarna fylls med blod. Anordningen innefattar minst en till organismens kardiovaskulära system anslutbart sekundärenhet.

15

UPPFINNINGENS BAKGRUND OCH PROBLEMET

20 Ett hjärta fungerar som bekant som två funktionsmässigt skilda displacementpumpar, vilka arbetar synkront, där den ena högra pumpen transporterar blod till lungkretsloppet, varefter det syresatta blodet ledes till den vänstra pumpen, som pressar ut det syresatta blodet till kroppens stora kretslopp, dvs. kärlsystemet i hela organismen, varefter blodet strömmar tillbaka till den högra pumpens inloppssida.

25 Pumpkraften skapas genom kontraktion av hjärtmuskelcellerna som omger förmaken och kamrarna. Blodets pumpriktnig styrs av ensriktat fungerande klaffar. Den energi som hjärtat leverera till omgivningen, främst till blodet, består av tryck-volym-arbete mot blodet, kinetiskt arbete och värmeförluster.

30 Det är tidigare känt att hjälpa cirkulationen när hjärtat sviktar, med hjälp av en extern drivkraft. Karakteristiskt är att den utgöres av tryckluft eller elektricitet med kraftkällan belägen utanför kroppen. Det har även föreslagits att konvertera energi från muskelvävnad, annan än hjärtats, t.ex. benmuskel eller ryggmuskel, för att tillföra energi till det cirkulerande blodet via någon typ av omvandlingsmekanism.

35 Att tillföra energi från utsidan av kroppen till inopererade hjälpapparater har tidigare tillämpats och bereder i och för sig inga svårigheter, men är besvärligt för patienten, med hänsyn till slangar eller kablar som penetrerar huden. Dessa binder patienten mer eller mindre till speciella rum eller till en vagn med batteri och kontrollenhet. Om man därför

5 kunde använda någon del av kroppens egen energi, skulle patienten kunna få en ny grad av frihet.

1
Cirkulationen i levande varelser, inklusive människan, håller normalt blodflödet från hjärtat i balans med motståndet i de perifera artärerna, på ett sådant sätt att blodtrycket hålles
10 inom smala gränser. Detta är nödvändigt eftersom åtskilliga organ inte kan fungera och/eller överleva om trycket sjunker eller om det ökar till extrema värden. Njurarna och hjärnan är några organ som är känsliga för variationer av blodtrycket. Om hjärtat således sviktar på en människa och inte kan pumpa ut blod med tillräcklig kraft för att hålla medelblodtrycket till strax över 50 mm Hg, kommer personen ifråga att förlora
15 medvetandet. Om njurarna utsätts för lika lågt blodtryck åtminstone under längre tidsperioder, kommer urinproduktionen att avstanna. Vid hjärtsvikt, där hjärtat av en eller flera orsaker inte kan ge tillräckligt tryck, kommer personen ifråga att dö. Detta stämmer för vänstersidig hjärtsvikt, men också för högersidig hjärtsvikt, om den högra sidan av hjärtat inte kan övervinna motståndet från lungorna.

20 Det faktum att hjärtat ibland inte kan pumpa blodet ut i cirkulationen med tillräckligt tryck, betyder inte att hjärtat inte kan leverera tillräckligt med energi till cirkulationen, om de mekaniska och andra förutsättningar vore korrekta. Däremot kan flertalet exempel ges, där hjärtat har varit extremt kraftfullt, t.ex. har växt 2-3 gånger sin normala storlek över åren,
25 men där trycket likväl är lågt. Ett typiskt exempel för en sådan situation är ett hjärta med en eller flera otäta klaffar eller en utvidgning (dilation) av hjärtat, som inte kan ge tillräckligt tryck till cirkulationen. Energiförbrukningen i ett sådant hjärta är mycket högre än den normalt till cirkulationen levererade energin på cirka en watt (i vila). Effektivitet, dvs. PV-energi + kinetisk energi/ total energi för ett friskt hjärta som pump är normalt 15%, medan för ett sjukt, utvidgat (dilaterat), sviktande hjärta är effektiviteten betydligt lägre.

30 Ett friskt hjärta har en relativt låg effektivitet som pump jämfört med en industriell sådan. Förluster uppkommer bl.a. genom att kamrarna vid varje kontraktion i ett första moment måste bygga upp en spänning i väggen, som medger att trycket i vänster kammaren når upp
35 till det tryck som finns i aorta (eller a. Pulmonalis för höger kammares del) : kammareväggen "förspänns". Denna förspänning medför energiförluster som är

5 proportionella mot kvadraten på kammarens diameter, och därför är dessa förluster extra stora när kammaren är stor och slapp (dilaterat).

I andra momentet skal kammaren öka spänningen i väggen ytterligare, så att trycket i kammaren överstiger aortatrycket, varvid utdrivningen av blodet kan äga rum. Under
10 utdrivningen minskar kammarens volym och kammarens vägg blir därvid tjockare. Denna ommodellering av muskelmassan resulterar också i förluster, som vid sjukliga tillstånd (t.ex. vid svårt hypertrofa hjärtan) kan bli avsevärda.

På vilket sätt mer energi än normalt kan uttagas från ett sviktande hjärta, inses genom att
15 jämföra den i fig. 1 visade tryck- och volym-relationen, som är ett exempel givet för ett friskt hjärta (med ejektionsfraktion 80%) med den i fig. 2 visade relationen för ett sjukt hjärta (med ejektionsfraktion 40%), i form av två PV-diagram. Tryck-volym-kurvan bildar en modifierad fyrkant moturs och arean inom denna loop representerar hjärtats arbete (EW= External Work) mot blodet, medan området PE representerar energi i hjärtat, som
20 omvandlas till värme vid varje hjärtslag och därmed måste betraktas som spillenergi, som går förlorad.

Det bör noteras, att ytan av området PE (i fig 1, 2 och 3) inte är direkt jämförbart med EW-området. PE-området är proportionellt mot förlusten, men måste multipliceras med en
25 faktor över 10 i ett dåligt hjärta.

Fig.2 är en exemplifiering av hur ett sjukt hjärta beter sig. För att få samma minutvolym och frekvens som ett friskt hjärta, lämnar hjärtkammaren kvar mera blod efter varje slag, och även medeltrycket är lägre än normalt. Hjärtats verkningsgrad minskar således.

30 Det faktum att kvarlämnat blod i kammaren efter varje hjärtslag leder till energiförluster får inte uppfattas som att det i hjärtkammaren kvarlämnade blodet besitter potentiell energi, som släpps loss i diastole. Så är inte fallet, därför att blodet inte är kompressibelt. Däremot
35 uppkommer förlusterna genom att kammarväggen måste förspännas innan den klarar att bygga upp ett tryck, som är så högt att utdrivningen av blod kan påbörjas. Denna förspänning är välkänd energikrävande och är proportionell mot volymen av kammaren.

5 Förutom denna faktor finns flera viktiga moment som avgör syreförbrukningen av hjärtat och därmed energikonsumtionen, och också förlusternas storlek samt hjärtats verkningsgrad. Dessa är beskrivna i läroboken "The Heart Arteries and Veins" 8 Edition, McGraw-Hill Inc. och är bl.a. hjärtats massa, förspänningens storlek, hjärtats frekvens och hjärtats hormonella påverkan. Däremot är det externt utförda arbetets storlek, paradoxalt

10 nog, inte så avgörande för syreförbrukningen, eftersom maximalt 15 % av hjärtats energi omvandlas till externt utförd arbete (för ett friskt hjärta). När ett hjärta försvagas, sker detta oftast först genom utvidgning av kammaren, sedan genom en ökning av dess massa, varigenom förlusterna ökar dramatiskt.

15 Idén att ta ut mer blod vid hjärtkamrarnas sammandragningsfas (systole) är gammal och används dagligen. Farmakologiskt kan man lätt utvidga motståndskärnen från det arteriella systemet (så kallad efterbelastningsreduktion) och därigenom öka utstötningsvolymen och minutvolymen. Men priset är lågt blodtryck och gränserna, som man arbetar inom är smala. Likaledes kan man mekaniskt påverka hjärtat att stöta - pumpa - ut mer blod i varje cykel.

20 Detta kan till exempel göres medelst en s.k. diastolisk motpulsring, och ett exempel på sådana pumpar är aorta ballongpumpar.

En diastolisk motpulsator verkar i sin enklaste form så, att när hjärtat vid systole stöter ut sitt blod, ackumulerar motpulsatorn en del av denna volym utanför cirkulationssystemet, t.

25 ex. genom att ackumulera en del blod i en pumpcylinder, som är förbunden med pulsådern i ljumsken. Därmed reduceras det systoliska motståndet och det systoliska blodtrycket hålls lågt, vilket påskyndar utstötningen av blod från hjärtat.

Vid diastole, där klaffen mellan hjärtat och det arteriella systemet är stängd, pressar en

30 extern kraft, t.ex en motor, tillbaka blodet från motpulsatorn till det arteriella systemet. Det diastoliska trycket ökar, liksom medelblodtrycket., Det kan noteras att detta resulterar i en spegelvänd arteriell blodtryckskurva. Detta stämmer för externt lokaliserade motpulsatorer enligt ovan, men också för internt lokaliserade motpulsatorer, som aortaballongpumpar, vilka är de mest använda hjälpumpar i modern hjärtkirurgi. Mekanismen är enkel och

35 sinnrik - men den kräver extern energi.

5 Motpulsatorn är en apparat, som är välbeskriven i den medicinska litteraturen, se t.ex. "Cardiopulmonary bypass" av Kenneth M. Taylor, 1986 Chapman and Hall Ltd., 9 kapitlet.

Genom US Patent 4, 938, 766 - R. Jarvik - är känt en implanterbar protes - en anordning -
10 för förbättring av genomströmningen genom det naturliga kardiovaskulära systemet, utan att extern energi behöver tillföras från utsidan av kroppen. Anordningen kan emellertid inte lagra energin längre än högst en eller delar av en hjärtrytm-cykel. Inte heller kan den helt och hållet återge i spegelvänd form den arteriella tryckkurvan, som t.ex. den diastoliska motpulsatorn kan. Den planar bara ut blodtryckskurvan. Den kan öka medeltrycket i det arteriella systemet, och den kan förbättra uttaget av mer energi från hjärtat än före
15 anslutningen av anordningen, men den sänker max trycket. Den löser således inte tryckbehovet från de organ i periferin, t.ex. för hjärna och njure, som har ett absolut tryckkrav för att fungera.

UPPFINNINGENS ÄNDAMÅL OCH LÖSNINGEN AV PROBLEMET

20

Ändamålet med uppfinningen är att åstadkomma en anordning av det inledningsvist omnämnda slaget, som utan tillförande av extern - utanför kroppen belägen - energi kan utnyttja av kroppen alstrat intern energi, att användas för olika ändamål och på många olika sätt, beroende på vilken sjukdom det gäller. Några exempel på vilka möjligheter som
25 öppnar sig är:

- att korrigerar ett sjukt hjärta, genom att omvandla hjärtats pumpmodus på ett sådant sätt, att PE minskar;
- att vid vätskeansamlingar i kroppen, exempelvis buken få patienten permanent ascitesfri utan reglermekanismen;
- att kontrollera och manipulera naturliga eller artificiella kroppsöppningar;
- att förse inbyggda apparater såsom pacemakers, elektriska pulsgeneratorer, såsom ICD-apparatur, med kraft;
- att stimulera perifera nerver, t.ex. andningsrytmen;
- att förse inbyggda datorer eller liknande elektronisk utrustning med energi, för styrning av implanterbara elektriska anordningar som är i kontakt med det centrala nervsystemet; osv.

30

35

5

Avsikten är bl.a. att återföra hjärtat till ett normalt pumpsätt och därmed nedbringa förlusterna, medan den mängd energi som leverans mot omgivningen (i vila) är konstant. Dessa uppgifter har lösts genom de i patentkraven angivna kännetecken.

10 **BESKRIVNING AV RITNINGARNA**

Uppfinningen kommer nedan att närmare beskrivas i samband med några utföringsexempel, med hänvisning till bifogade ritningar.

Fig. 1 visar ett tryck-volym-diagram (PV-diagram) för ett friskt hjärta;

Fig. 2 visar ett motsvarande PV-diagram för ett sviktande hjärta;

15 Fig. 3 visar ett med fig. 2 analogt diagram för ett sviktande hjärta, men som är korrigerat med anordningen enligt uppfinningen.

Fig. 4 visar ett hjärta i vy framifrån och delvis i snitt samt försett med en mycket schematiskt visad anordning enligt en första variant av uppfinningen.

20 Fig. 5 visar schematisk en andra variant av anordningen enligt uppfinningen med två parallellt arbetande hydraulmotorer.

Fig. 6 visar schematisk en tredje variant av uppfinningen i form av en anordning för tryckstegring medelst en differentialbälg.

Fig. 7 visar schematisk en modifierad tryckstegringsanordning, med blodflöde genom såväl hydraulmotorn som kolvpumpen, vilken går synkront med hjärtslagen.

25 Fig. 8 visar ytterligare ett utförande av en tryckstegringsanordning, där pumpen arbetar i motfas i förhållande till hjärtslagen, en s.k. motpulsator.

Fig. 9 visar schematisk anordningen enligt uppfinningen för omvandling av linjärrörelse till el-energi.

30 Fig. 10 visar schematisk anordningen för absorption av energi genom överföring av blod från artärsystemet till vensystemet.

Fig. 11 visar en variant av den i fig. 8 åskådliggjorda motpulsatorn.

Fig. 12 visar ett tryck-tid-diagram för ett normalt hjärta utan hjälpanordning.

Fig. 13 visar ett motsvarande tryck-tid-diagram för ett hjärta med tryckstegrare enligt uppfinningen.

35 Fig. 14 visar ett motsvarande tryck-tid-diagram för ett hjärta med motpulsator enligt uppfinningen.

5 Fig. 15 visar mycket schematisk en i anordningen enligt uppfinningen ingående reglermekanism.

Fig. 16 visar schematisk anordningen i form av en hydraulmotor för alstring av elektrisk ström.

10 Fig. 17 visar schematisk anordningen utformad som en kombinerad turbin och hydraulpump, avsedd exempelvis för dränering av kroppshåligheter.

Fig. 18 visar schematisk ett utförande av anordningen, där ena hjärtkammaren levererar energi till det andra kretsloppet.

Fig. 19 visar schematisk anordningen utformad som en implanterbar dialysapparat.

15 Fig. 20 visar schematiskt anordningen utformad som en implanterbar dialysapparat försedd med tryckstegrare och förspädningsmekanism medelst automatisk tillförsel av dialysvatten före filterenheten

Fig. 21 visar schematisk anordningen enligt fig. 8, som dessutom är kopplad till en kombinerad motor och generator.

20 Fig. 22 visar schematiskt anordningen enligt uppfinningen utformad som tryckstegrare placerad i ett specifikt organ, t.ex. ett ben.

Fig. 23 visar en variant av den i fig. 8 åskådliggjorda motpulsatorn.

Fig. 24 visar en variant av den i fig. 4 åskådliggjorda anordningen med ett slutet tryckmedium-system.

25 Fig. 25 visar en variant av den i fig 8 åskådliggjorda anordningen, med ett dubbelsidigt slutet tryckmedium-system.

Fig. 26 visar en modifiering av den i fig. 25 visade anordningen med ett trefaldigt mediumsystem.

Fig. 27 visar schematisk en hjärtkammare och ett i denna infört mätidon.

30 Fig. 28 visar en i ett blodkärl placerad och av blodet omströmmad generator enligt uppfinningen.

Fig. 29 visar ett snitt efter linjen XXIX - XXIX i fig. 28 med piezogeneratoren placerad i ett blodkärl.

Fig. 30 visar ett snitt genom en modifierad piezogenerator.

35 Fig. 31 visar ett snitt genom en kombinerad sekundär- och tertiärenhet i form av en omvänd högtalare.

5 ALLMÄN BESKRIVNING AV UPPFINNINGEN

Uppfinningens huvudsyfte är att utnyttja och/eller omvandla åtminstone en del av den av hjärtat - även kallad primärenheten - till blodet avgivna energin för specifika eller olika ändamål, i första hand inom kroppen, men i vissa speciella fall även utanför denna. Den utrustning som krävs för att extrahera energi från hjärtats pumparbete via blodet är beroende av för vilket ändamål energin skall användas och innefattar i regel en konventionell hydraulisk motor - även kallad sekundärenhet -, som har anpassats till sitt särskilda syfte. Den hydrauliska motorn, som drivs av det trycksatta blodet, konverterar den hydrauliska energin åter till mekanisk eller el-energi. Efter denna omvandling kan energin antingen användas omedelbart, lagras en kort tid (en hjärtcykel) eller ackumuleras en längre tid. Energin kan användas för att driva olika apparater, exempelvis en eller flera pumpar, en elektrisk motor, en styr- eller regleranordning m.fl. Den aktuella utrustning sänker både hjärttrycket, P_h och den resterande hjärtvolymen, V_r efter hjärtkammarens eller kammrarnas sammandragning.

Om den hydrauliska energin omvandlas i kroppen till elektrisk energi, öppnas helt nya möjligheter att bli självförsörjande med begränsade mängder elektrisk energi, som kan användas till en mängd olika uppgifter, t.ex. att driva pumpar för att underhålla cirkulationen, att generera blodtryck högre än det naturliga trycket, genererat av det normala eller det sjuka hjärta osv.

Den energi som levereras av hjärtat till en hydraulisk motor är $V \cdot dp$ där V är volymen och dp tryckfallet i blodet, när det passerar den hydrauliska motorn. Energin som används av hjärtat för att leverera $V \cdot dp$ är mycket större än $V \cdot dp$.

Ett sätt att absorbera energi från det trycksatta blodet är medelst en hydraulisk motor, som anslutes direkt till ett hjärtutrymme, normalt till en eller båda kamrarna och oftast den vänstra kammaren, men principiellt kan någon av hjärtats förmak eller kamrar anslutas till var sin motor och arbeta var för sig eller kopplas mer eller mindre samman.

5 Genom justering av karakteristiken på den hydrauliska motorn, kan en större blodvolym
utstötas den naturliga vägen ur kammaren och till den hydrauliska motorn, än före
anslutningen till anordningen. Trycket i hjärtat kan vara samma som normalt - eller lägre
beroende på motorns karakteristik. Vid diastole, behöver kammaren blodpåfyllning och den
10 mest naturliga vägen att fylla denna, är genom att tömma motorn direkt genom inloppet,
som är således samma som utloppet, så blodet från motorn blandas med det naturligt
inkommande blodet. Men tömning och påfyllning av motorn behöver inte nödvändigtvis ske
genom samma väg. Om motorn tömmer sitt blod "uppströms" i cirkulationen, kommer
blodet att finna sin väg till samma kammare igen (fastän det kan belasta cirkulationsystemet
i viss mån på vägen).

15 Den energi som motorn absorberar från hjärtat kan som sagt användas för olika ändamål.
Ett exempel är att leda tillbaka energin direkt till cirkulationen - eller senare, samtidigt som
elektricitet genereras och lagras i en ackumulator. Utfört på detta vis, blir den överförda
nettomängden av energin till cirkulationen densamma, mindre eller mer än före anslutningen
20 till motorn. Blodtryckets profil kan manipuleras och medelblodtrycket kan ökas.

Det är t.o.m. möjligt att med denna anordning ta ut maximala blodvolymen från kammaren
vid ett så lågt tryck att klaffen mellan hjärtat och cirkulationen aldrig öppnas, vilket normalt
är oförenligt med liv och absorbera energin vid detta låga tryck. Anordningen kan ge
25 tillbaka energin till cirkulationen och därvid generera ett tillräckligt tryck för att garantera
liv - utan att energi tillförs från omgivningen.

BESKRIVNING AV NÅGRA UTFÖRINGSEXEMPEL

30 För bättre förståelse av uppfinningen visas i figur 4 ett människohjärta 10 delvis i snitt, där
11 betecknar vänster förmak, 12 vänster kammare, 13 mitralisklaffen, 14 aortaklaffen, 15
stora kroppspulsådern (aortan), 16 höger förmak, 17 höger kammare, 18 tricuspidalis-
klaffen, 19 pulmonalisklaffen, 20 lungpulsådern, 21 två hålvener och 22 fyra lungvener.

35 Blodet pumpas från kroppens kärlsystem (periferin) via de två hålvenerna 21 till höger
förmak 16, passerar genom tricuspidalisklaffen 18 till höger kammare 17 och pumpas

5 därifrån genom pulmonalisklaffen 19 till lungpulsådern. I lungorna upptar blodet syre och strömmar via lungvenerna 22 till vänstra förmak 11 och därifrån via mitralisklaffen 13 till vänstra kammare 12, som pumpar ut blodet genom aortaklaffen 14 till stora kroppspulsådern 15.

10 Till den vänstra kammarens 12 nedre del har anslutits, dvs. inopererats, en förbindelseledning 23, som förbinder hjärtat 10 - primärenheten - med en implanterad sekundärenheten 24. Denna har visas i avsevärt större skala än hjärtat och som i detta exempel är en enkelverkande hydraulmotor 24a, vars plussida är en variabel volymkammare, dvs. en cylinder 25 och en i denna axiellt rörlig kolv 26, vilken på sin minussida
15 står under inverkan av en retur fjäder 27, som strävar efter att föra kolven till sitt ena ändläge vid förbindelseledningens 23 inlopp, när hydraultrycket från hjärtat upphör. I stället för en kolvcylinder kan hydraulmotorn även bestå av en bälgcylinder eller liknande. Till kolven 26 är fäst ett överföringsorgan 28, som i fig. 4 utgöres av en kolvstång och som har till uppgift att överföra åtminstone en del av den av hjärtat alstrade hydrauliska energin
20 till ett eller flera verkställande don 29, även kallat tertiärenhet.

För de flesta tillämpningar är det en fördel om kolvens retur fjäder 27 är reglerbar, både vad beträffar fjäderkraften och fjäderkonstanten, vilket i fig. 4 har antytts med 30, som avser en reglermekanism. Det är även möjligt, att utanför kroppen påverka reglermekanism 30 via
25 t.ex. radiovågor.

Fig. 5 visar ett utföringsexempel, där hjärtats båda kamrar 12 och 17 mycket schematiskt har åskådliggjorts, och där den vänstra kammaren 12 via ledningen 23a har anslutits till sekundärenheten 24, som kan vara en hydraulisk linjärmotor 24a, t.ex. en hydraulmotor, medan den högra hjärtkammaren 17, via ledningen 23b, har anslutits till sekundärenheten 24a, som i det visade exemplet likaledes är en hydraulmotor. Överföringsorganet 28, som
30 utgöres av en kolvstång, är anslutet till en hävstång 33, som är en del i en i reglermekanism 30 ingående utväxlingsanordning 32, som närmare beskrives i samband med fig. 15. Den alstrade energin kan tas ut från tertiärenheten 29, som exempelvis kan vara en el-generator.
35

5 I systole, när hjärtat drar ihop sig, pumpas blod från hjärtats båda kamrar 12 och 17 till var sin hydraulmotor 24a, varvid kolvarna pressas bakåt och returfjädern 27 komprimeras. I diastole (hjärtats vilofas, där trycket i kamrarna sjunker) pressas kolven i retur av fjädern 27 och blodet flödar tillbaka till hjärtat. Beroende på den inställda utväxlingen, kan kvoten mellan energin hämtad ifrån de båda kamrarna varieras.

10

Fig. 6 visar ett utföringsexempel, där hydraulmotorn 24a utgöres av en enkelverkande tryckdosa i form av två seriekopplade bälgar 37 och 38 med olika stor tvärsnittsarea, vilket innebär, att den arbetar som en differentialkolv. Bälgarna kan expandera i längdriktningen mot verkan av en i reglermekanism ingående fjäder 27. Mellan den första, större direkt till hjärtkammaren 12 eller 17 anslutna bälgen 37 och den andra mindre bälgen 38 är anordnad en tryckplatta, vilken i detta fall utgör överföringsorganet 28. I tryckplattan är anordnad en öppning 67 med en första backventil 39, som öppnar i diastole, och vid den mindre bälgens 38 ändplatta är anordnad en utloppsöppning 68 med en andra backventil 40, som under påverkan av det trycksatta blodet under systole öppnar, samtidigt som returfjädern 27 sammanpressas.

20

I systole överföres trycksatt blod från kammaren 12/17 till första bälgen 37 och till överföringsorganet 28. Den första backventilen 39 stänges och bälgen 37 expanderar. Samtidigt överföres blod från den andra bälgen 38 via förbindelseledningen 41 till artären 15/20 genom den öppna backventilen 40. Det noteras att trycket i systole-fasen är större i den andra bälgen 38 än i hjärtat 10 och större än i den första bälgen 37, och att denna skillnad i tryck är proportionell mot areaskillnaden mellan de båda bälgerna.

25

I diastole, stängs backventilen 40 och returfjädern 27 pressar överföringsorganet 28 i retur. Backventilen 39 öppnas passivt och blod från första bälgen 37 strömmar in i den andra bälgen 38, samtidigt som blod strömmar tillbaka från den första bälgen 37 till hjärtkammaren 12/17 genom förbindelsesröret 23.

30

Fig. 7 visar en tryckstegrare med variabel förstärkningsgrad, som arbetar i fas med hjärtat. Tryckstegraren består av två hydraulcylindrar, som är kopplade till varandra med variabel utväxling medelst reglermekanism 30. Den ena cylindern 24a arbetar som motor och den

35

andra 24b som pump. Hydraulmotorn 24a är ansluten direkt till endera av hjärtkammarna 12 eller 17 och kopplat via kolvstången 28 till den i fig. 15 visade reglermekanism 30. Pumpen 24b hämtar blodet från samma hjärtkammare via backventilen 39 och levererar det till aortan via ledningen 44 och backventilen 40. Genom att dimensionera kolvcyldrarna 24a och 24b så, att hydraulmotorns 24a kolv har större kolvarea än pumpens 24b kolvarea, och välja utväxlingen i reglermekanism 30, uppkommer ett villkorligt, högre tryck i ledningen 44 och därmed den avsedda tryckstegringen.

Fig. 8 visar ett utföringsexempel av en motpulsator, vars syfte är att åstadkomma en fasförskjutning av blodtrycket i en pulsåder samt att åstadkomma en tryckstegring med variabel utväxling. Två kolvpumpar 24a och 24b är sammankopplade med varandra via kolvstångerna 28,34 och en reglermekanism 30. Den ena kolvpumpen 24a är direkt ansluten till endera hjärtkammare 12 eller 17 och kolvpumpen 24b direkt till pulsådern 15 eller 20. Reglermekanism 30 kan eventuellt regleras med en justeranordning 43 på sådant sätt, att utväxlingsförhållandet, dvs. hävstångsarmarnas 33 längd kan förändras och därmed trycket i den utgående ledningen 44 från kolvpumpen 24b. Under systole fungerar båda kolvpumparna som hydraulmotorer och levererar sin respektive energi till returfjädern 27. Under diastole levererar returfjädern huvuddelen av sin energi till 24b, som då fungerar som pump. I detta utföringsexempel erfodras varken backventiler eller någon styrmekanism. Kolvpumparna 24a, 24b går i motfas i förhållande till hjärtslagen så till vida att 24a och 24b fungerar som motorer när hjärtat fungerar som pump (i systole), men fungerar som pumpar när hjärtat är i fyllnadsfas (diastole). Detta har stor betydelse både för det arteriella medeltrycket och för artärtrycket under diastol, och därmed för hjärtats egen blodförsörjning (koronakretsloppets funktion) som sker huvudsakligen i diastole.

Fig. 9 visar uppfinningen tillämpad för alstring av elenergi. Hydraulmotorns 24a överföringsorgan 28 överför dess linjärrörelse till tertiärenheten 29, som är en linjär-generator 45. Denne omvandlar rörelsen till elektrisk ström, som kan användas för påverkan av andra funktioner i organismen. Inga ventiler är nödvändiga och systemet arbetar oberoende av om hjärtat utför extraslag eller går ojämnt, som vid exempelvis förmaksflimmer.

5 Fig. 10 visar ett exempel på en anordning för absorption av energi genom överföring av blod från artärsystemet till vensystemet. I detta fall har anordningen enligt uppfinningen placerats någonstans i blodkretsloppet. En växelventils 46 ena port 47 är ansluten till en artär 50 och ventilens andra port 48 till en ven 51. Med växelventilens hjälp är det möjligt att ladda hydraulcilindern 24a med det trycksatta blodet, som öppnar växelventilens första
10 port 47, medan den andra porten 48 mot verkan av en fjäder 49 stängs. Efter avslutad systole, när trycket sjunker under fjädertrycket, öppnas den 2:a porten och den ackumulerade blodmängden kan föras över till venen 51. I systemet bör ingå en dämpningsanordning för att undvika resonansstörningar. Tertiärenheten 29, som drivs via överföringsorganet 28, levererar elektrisk ström, som kan användas för påverkan av andra
15 funktioner i organismen.

Fig. 11 visar en utföringsvariant av den i samband med i fig. 8 beskrivna motpulsatorn. Till skillnad från denna, där man måste göra ett ingrepp i själva hjärtat, kan motpulsatorn enligt fig 11 anslutas var som helst i det kardiovaskulära systemet utanför hjärtat. En växelventil
20 46, som är ansluten till en pulsåder 15 eller 20, stänger vid varje tryckstegring (systole) ventilens ena utloppsport 48, så att det hydrauliska trycket kan verka på hydraulmotorn 24a, som i sin tur överför rörelsen via reglermekanism 30 till hydraulpumpen 24b, varvid fjädern 27 komprimeras. I diastole-fasen öppnar växelventilen 46, så att blodet från hydraulmotorn kan återföras till systemet samtidigt som fjädern 27 kan expandera och
25 hydraulpumpen 24b pumpar ut sitt blodinnehåll till pulsådern 15 eller 20 i fråga.

Diagrammen i fig. 12 till 14 visar tryckkurvor för hjärtkamrarna i olika situationer. Fig. 12 åskådliggör trycket i ett normalt hjärta utan hjälp. Kurvan a anger trycket i vänster hjärtkammare 12, kurvan b trycket i pulsådern 15 och kurvan c trycket i högra hjärtkammare. Av fig. 13 framgår hur en tryckstegrare enligt uppfinningen förändrar - höjer - trycket i pulsådern 15, medan i fig. 14 visas hur en uppfinningsenlig motpulsator förskjuter och höjer trycket i pulsådern. I båda exemplen - fig. 13 och 14 - kan storleken och utseendet på kurvan b påverkas av inställningen i reglermekanism 30.

5 Det bör observeras, att i fig. 13 kurvan b under hela hjärtcykeln är belägen på en högre nivå än kurvan a, vilket illustrerar det unika med uppfinningen, vilket tidigare ej var möjligt utan tillförsel av energi utifrån.

10 Fig. 15 visar ovan omnämnda reglermekanism 30 i ett komplett utförande, som innefattar en första styrenhet 31 för slaglängdsbegränsning av exempelvis hydraulmotorns 24a kolvstång 28, en andra styrenhet 32 för reglering av utväxlingsförhållandet mellan t.ex. hydraulmotorn 24a och hydraulpumpen 24b och en tredje styrenhet 35 för reglering av fjäderparametrarna. Beroende på sjukdomen och de lokala förutsättningarna kan reglermekanismen 30 omfatta
15 samtliga eller endast någon eller några av styrenheterna respektive givarna.

De olika styrenheterna 31, 32 och 35, som ingår i reglermekanism 30 enligt fig. 15, är samtliga försedda med minst ett ställdon 36a-d, bestående av en fast anordnad gejd 94, längs vilken en vagn 95 eller slid är förskjutbar längs gejden 94 medelst en motor 96. Vagnen 95
20 uppbär via en hållare 97 ett kopplingsdon 98, som i beroende av vad ställdonet 36 skall användas för varierar.

I den första styrenheten 31 är ställdonets 36a kopplingsdon 98 utformat som ett förskjutbart ändlägesstopp 93, som begränsar slaglängden hos hydraulmotorns 24a överföringsorgan 28,
25 vilket kan utgöras av en kolvstång. I denna styrenhet 31 ingår även en lägesavkänningsanordning 99 och en kraftgivare 100.

Den andra styrenheten 32 har till syfte att reglera utväxlingsförhållandet mellan sekundärenhetens hydraulmotor 24a och tertiärenhetens 29 kolvpump 24b eller mellan två
30 sekundärenheter. För detta ändamål är mellan hydraulmotorns och pumpens kolvstänger anordnad en hävstång 101, vars upplagspunkt utgöres av kopplingsdonet 98, som är förskjutbar längs gejden 94 så att en utväxling av kraften från hydraulmotorn 24a till pumpen 24b kan erhållas. Manövreringen av upplagspunkten sker medelst ställdonet 36b. Beroende på den inställda utväxlingen, dvs. upplagspunktens läge längs hävstången 101,
35 kan kvoten mellan energin hämtad ifrån de båda ställena varieras, alternativt kan utväxlingen mellan sekundär- och tertiärenheten varieras.

5

Den tredje styrenheten 35, som reglerar fjäderparametrarna, har två ställdon 36c och 36d, av vilka det förstnämnda ställdonets 36c kopplingsdon 98 är förskjutbart längs en bladfjäder 27, så att fjäderns styvhet ändras. Med det andra ställdonet 36d är det möjligt att ändra fjäderns nolläge.

10

De olika komponenterna, såsom ställdonen 36 och givarna 99, 100, i de enskilda enheterna 31, 32, 35 är anslutna till en processor 91 (dator).

15

Fig. 16 visar ett exempel på hur den av hjärtat avgivna hydrauliska energin kan utnyttjas - transformeras - för alstring av rotationsenergi, som i sin tur kan användas för t.ex. generering av ström. Till detta ändamål är den till pulsådern 15, 20 eller 50 anslutna hydraulmotorn 24a utformad som en turbin med löphjul 52 och magnetisk kraftöverföring, och där det strömmande blodets energi till största delen omvandlas till rörelseenergi. Överföringsorganet 28 utgöres i detta fall av en på turbinens drivaxel eller dess turbinlöphjul 52 anordnad magnet 102, via vilken en el-generator 53 drives. Det från

20

turbinen utströmmande blodet kan direkt tillföras en ven 51.

25

Turbinens hastighet kan regleras, t.ex. med hjälp av ställbara munstycken (ej visade) och/eller genom att turbinens vingar är vridbara. Den roterande energin kan om nödvändigt tillfälligt lagras med ett till turbinaxeln anslutet svänghjul.

30

Vid vissa sjukdomstillstånd är det nödvändigt, att dränera kroppshåligheter, t.ex. bukhålan, från vätskeansamlingar. Detta sker idag medelst en dräneringsslang, som är förd ut ur kroppen genom huden. I fig. 17 visas ett system, där blodets hydrauliska energi används för att via en hydraulisk rotationsmotor 24a driva en implanterad pump 54, vars inlopp är via ett dräneringsrör 55 ansluten till kroppshåligheten 56 i fråga. Pumpens 54 utlopp 57 liksom även hydraulmotorns 24 utlopp 41 utmynnar i en villkorligt vald ven 51, vilket innebär, att vätskan återföres till kroppens cirkulationssystem, varigenom skapas en kontinuerlig dränering. Backventilen 42 placeras lämpligen i pumpens 54 förbindelsesrör för att motverka baklänges blodintrång i hydraulmotorn, pump och/eller buk. Även i detta exempel är överföringsorganet 28 en magnetkoppling 102 mellan turbinens och pumpens rotationsaxlar.

35

5 Anordningen enligt fig. 18 är till sin konstruktiva uppbyggnad lika det i fig 8 visade utför-
ingsexemplet. I detta fall användes anordningen vid sjukdomstillstånd, där höger- eller
vänster hjärtkammars 17,12 effektivitet är nedsatt, exempelvis genom en infark, efter en
hjärttransplantation, en defekt i någon av klaffarna eller liknande. Hydraulmotorn 24a och
10 kolvumpen 24b har här till syfte att i takt med hjärtslagen hjälpa till att tömma exempelvis
högra kammaren 17 i systolfasen och att bygga upp ett tryck i lungpulsådern 20 under
diastolefasen.

Anordningen enligt uppfinningen kan även användas för drivning av en implanterbar eller
extern dialysapparat 61, såsom är visad i fig. 19. Eftersom det fodras ett medeltrycket i en
15 dialyskammare som är cirka fyra gånger större än medeltrycket i aortan, krävs en
tryckstegrare 60, som är ansluten till hydraulmotorn 24a, och vilken höjer blodtrycket till
dialysstryck. Det trycksatta blodet ledes från tryckstegraren till blodsidan 62 av
dialysapparaten 61 och därifrån till en lämplig ven 51. Dialysapparatens vattensida 63 är via
en dränageslang 71 förbunden med ett externt, dvs. utanför kroppen beläget kärl 64.
20 Alternativt, leds dränageslangen 71 till urinblåsan eller till en urostomi (konstgjord
urinblåsa/urinöppning).

Den av anordningen drivna dialysapparaten medför att kroppen förlorar vätska, vilken
måste ersättas. Vanligtvis ges vätska till organismen genom tillförsel av dialysvätska med
25 viss specifik sammansättning i en ven och/eller genom dryck. Då filtreringen i ett
dialysfilter medför att blodet blir mer tjockflytande på sin väg genom filteret (när dialyserad
vätska rinner undan) har man på vissa dialysapparater en extra tillförsel av dialysvätska före
filterenheten (sk. förspädning; predilution). Sådan förspädning underlättar flödet genom
filtret.

30 Anordningen enligt fig. 20 visar en principskiss av en automatiserad tryckstegrare med in-
byggd förspädningspump 70. I takt med tryckstegrarens 29 rörelse arbetar en sidoordnad
bälg 78, som levererar specifik dialysvätska genom en förbindelseledning 69, vidare förbi
backventilerna 39 och 40, till högtrycksblodsidan 62 före dialysapparatens 61 dialysfilter.
35 Genom rätt dimensionering av de båda bälgerna 38 och 78 erhålls en specifik förspädning av
blodet.

Fig. 21 visar ett utförande, där t.ex. det i fig. 8 visade arrangemanget kan utnyttjas dels som kontinuerligt arbetande motpulsator och dels, företrädesvis när patienten är i vila, som elgenerator 72, vilken via en kabel uppladdar ett batteri 65 (el-ackumulator), som tillåter höga energiuttag när så behövs. Batteriet placeras lämpligen så, att det även kan laddas upp av ett laddningsaggregat 66 utanför kroppen, i anslutning till huden 92. Elgeneratorn 72 kan även köras som elmotor, med ström från batteriet 65, för att när så är nödvändigt tillfälligt assistera hjärtat. Omställningen kan ske medelst en detektor, t.ex. en pizo-elektrisk givare 83, som avkänner ett visst tillstånd i kroppen och när detta ändras omkopplas generatorm till motor och vice versa eller från en extern signal.

Fig. 22 visar anordningen enligt uppfinningen tillämpad som tryckstegrare 60, exempelvis inopererat i ett ben och inkopplad till en artär 50, för åstadkommande av bättre cirkulation i t.ex. foten.

Fig 23 visar ytterligare en variant av en motpulsator, där hydraulmotorn 24a och det verkställande donet 29, dvs. pumpen 24b, utgörs av koncentriskt anordnade bälgar 37 och 38, vilka är sammankopplade med ett gemensamt överföringsorgan 28 - en tryckplatta - och placerade i varandra för åstadkommande av en anordning med låg inbyggnadshöjd.

Fig. 24 visar en variant av uppfinningen, där samverkan mellan hjärtat 10 och sekundär-enheten 24 sker indirekt. I stället för att låta blodet verka direkt på hydraulmotorns 24a kolv 26 är anordnat ett membran 79, t.ex. i form av en elastisk blåsa 80, som är inopererad i hjärtat och ansluten till hydraulmotorn. Blåsan är fylld med en alternativ vätska, som således ej har direktkontakt med blodet. Denna variant kan principiellt användas för samtliga utföringsformer, där en indirekt överföring önskas. Membranet har i detta utföringsexempel placerats som en blåsa i hjärtkammaren, men membranet kan principiellt placeras var som helst i kroppen, där hjärtats pumpaktivitet kan utnyttjas. Två sådana exempel visas i fig. 25 och 26. Enligt fig. 25 har till hydraulmotorns 24a andra bälg 38 anslutits en andra blåsa 81, som t.ex. är placerad i en artär 50 och där kan utföra kontraktions- och expansionsrörelser.

5 Vid utföringsexemplet enligt fig. 26 har sekundärenheten 24 givits en trippelfunktion, genom att hydraulmotorn 24a är kompletterad med en tredje bälg 78, och en tredje blåsa 82. De tre systemen samverka således som en motpulsator som tar energin ifrån de båda hjärtkamrarna och leverera den till en pulsåder.

10 Fig. 27 visar schematisk en hjärtkammare 12 eller 17, till vilken har anslutits en förbindelseledning 23, som i sin tur är förbunden med en sekundärenhet 24, som ej är närmare specificerad, då dess karaktär saknar betydelse i detta exempel. På förbindelseledningen 23 har anbragts ett fixeringsdon 76, i form av en ringformat krage, som lämpligen är utformad av något mjukt material, till exempel teflon, och vilken krage används för fixering av
15 förbindelseledningen 23 till hjärtat 10. Denna konstruktion är välkänt inom hjärtkirurgin. Genom den öppning 74 i hjärtat, genom vilken ledningen 23 passerar, eller genom ledningen 23 som sådan, har även dragits en kateter 75a, kabel eller liknande till ett mätdon 75 på kammarens 12 eller 17 insida, för kontinuerlig monitorering av kammarens volym och tryckförhållanden. Sådana kateter finns kommersiellt på marknaden, till exempel av
20 impedanstyp. Det är också möjligt, att anordna fasta sensorer 77 i anslutning till fixeringsdonet. Signalerna som erhålles från dessa mätdon och sensorer användes för att styra sekundär- och/eller tertiärenheterna 24, 29, eventuellt via en processor (dator) 91, som exempelvis kan drivas med ström från en tertiärenhet. Processorn 91 opereras lämpligen in under huden 92, så att dess elackumulator 65 kan uppladdas från ett utanför
25 kroppen beläget laddningsaggregat 66.

En till en unitet integrerad sekundär- och tertiärenhet 24, 29, som kan utföras i mycket små dimensioner, så att den kan placeras inuti ett blodkärl, visas i fig. 28, 29 och 30. Enheten enligt fig. 29 utgöres av en piezogenerator 84, som består av en stel kärna 85 i form av en cirkulär hålkropp, som är omlindad av en remsa, bestående av ett kompressibelt piezo-
30 elektriskt material 86 med ett elektriskt ledande skikt och utanpå detta ett elastiskt skyddsskikt 87. Det kompressibla piezoelektriska materialet 86 är så valt, att det återtar sin form efter tryckpåverkan. Skyddsskiktet, som även bildar barriär mot den omgivande fluiden, utgör själva sekundärenheten 24, dvs. det kan jämföras med en hydraulmotor, som påverkas av tryckvariationer i blodet mellan systol och diastol. De piezoelektriska lagren
35 utgör tertiärenheten 29, dvs. det kan jämföras med en el-generator 53. Överföringsorganet

28 är i detta fall övergångszonen 88 mellan skyddsskiktet 87 och de piezoelektriska lagren 86.

Elektrisk ström erhålles genom att tryckvågorna i det pulserande blodet påverka det elastiska skyddsskiktet 87, vilka tryckpåkänningar fortplantas till de piezoelektriska lagren 86. Det elektriskt ledande skiktet har till uppgift att samla upp de elektriska laddningar, som skapas när piezomaterialet utsättes för en kraft och den därvid bildade elektriska strömmen föres ut genom ej visade ledningar. Laddningarnas storlek beror på tryckkraftens storlek och hur många skikt som utsätts för tryckkrafterna. Skikten kan serie- eller parallellkopplas beroende på vilken relation man vill ha mellan ström och spänning.

Fig. 30 visar en variant av den i fig. 29 visade piezogenerator i form av en relativt platt rektangulär hålkropp. Skivor 105 av piezoelektriskt material är placerade på varandra och kommer vid varierande blodtryck att utsätta det tryckupptagande skyddsskiktet 87 att utsättas för böjning, vilket ger upphov till dragkrafter i den ena skivan och tryckkrafter i den andra och därmed elektriska laddningar.

Utformningen av piezogeneratoren som hålkropp har den funktionen att dess flytkraft kan balanseras mot dess vikt, varigenom den flyter i blodet i väsentligen viktlöst tillstånd. Detta medför, även vid mycket kraftiga accelerationer på kroppen, att denna inte utsättes för skadliga påkänningar, så att dess fäste 89 med elanslutningen 90 kan göras relativt klen.

Sekundär- och tertiärenheterna 24,29 kan även, såsom framgår av fig. 31, utgöras av en mekanism som omvandlar hydrauliska svängningar till elektriska. Sådana anordningar är kända som omvända högtalare, med den skillnaden, att i stället för akustiska svängningar utnyttjas de för hydrauliska tryckvariationer. Hydraulmotorn 24a består i detta fall av ett av hydraulfluiden - blodet - utsatt membran 106, som i takt med tryckvariationer i fluiden sätts i svängning. Svängningarna överföres av en till membranet fäst spole 107, som är rörlig i ett luftgap, där det finns ett magnetfält alstrat av permanentmagneter. Svängningarna åstadkommer en växelspanning. Överföringsorganet 28 är i detta exempel förbindelsen mellan membranet 106 och tertiärenhetens rörliga del, dvs. spolen 107 i generatoren.

- 5 Uppfinningen är inte begränsad till ovan beskrivna utföringsexempel utan ett flertal andra varianter och kombinationer är möjliga inom ramen för patentkraven.

10 Anordning enligt uppfinningen kommer inte att vara användbar i alla situationer av hjärtsvikt. Om en hjärtkammare är liten och hård, med låg följsamhet, kan anordningen av naturliga skäl inte ta ut stora volymer från kammaren, varför den absorberbara energin är begränsad. Däremot kan anordning absorbera energi från ena sidan av cirkulationssystemet (vänster eller höger) och ge tillbaka energi till den motsatta sidan, utan blodflöde från den ena till den andra sidan, vilket hittills har varit omöjligt med någon annan känd pump. Pumpen kan således anslutas såväl till den kontralaterala sidan av hjärtat som till den 15 homolaterala sidan. Av naturliga skäl kan energiuttaget från det vänstra cirkulationssystemet vara större och den energi som levereras till högersidan kraftfullare, eftersom vänstersidan normalt är ungefär 5 gånger så stark som högersidan, men den motsatta vägen kan också bli betydelsefull för kritiskt sjuka patienter.

20 Den till buds stående av hjärtat avgivna energin kan således:

- A ges tillbaks till cirkulationen i samma cykel;
- B lagras och ges tillbaka senare;
- C konverteras till elektricitet för användning inuti eller utanför kroppen;
- D användas för kontroll av kroppsegna mekanismer;
- 25 E generera tryck för att driva en artificiell njure utanför eller inuti kroppen;
- F pumpa kroppsvätskor från ett utrymme i kroppen till ett annat;
- G pumpa vätska från insidan av kroppen till utsidan - eller omvänt;
- H manövrera ventiler inuti eller utanför kroppen, för att kontrollera naturliga eller artificiella kroppsöppningar;
- 30 I förse pacemakers eller andra typer av elektriska pulsgeneratorer såsom ICD-apparatur med kraft;
- J stimulera perifera nerver (t.ex. andningsrytmen);
- K förse inbyggda datorer eller liknande elektrisk utrustning med energi;
- 35 L förse implanterbara elektriska anordningar med energi, vilka är i kontakt med det centrala nervsystemet, som känner av nervpotentialer, databehandlar dessa och sänder tillbaka signaler till nervsystemet, andra organ eller artificiella apparater i

5

samma område eller till en avlägsen lokalisering för att underlätta manöverfunktioner. Ett exempel kan vara datorer som kan överbrygga ett avbrott i ryggmärgen eller i nerver med avbruten kontinuitet.

4
1
0
0
0
0
0
0

5

SAMMANSTÄLLNING AV HÄNVISNINGSBETECKNINGARNA

| | | |
|----|-----------|---|
| | 10 | hjärta |
| | 11 | vänster förmak |
| 10 | 12 | vänster kammare |
| | 13 | mitralisklaffen |
| | 14 | aortaklaffen |
| | 15 | stora kroppspulsådern (aorta) |
| | 16 | höger förmak |
| 15 | 17 | höger kammare |
| | 18 | tricuspidalisklaffen |
| | 19 | pulmonalisklaffen |
| | 20 | lungpulsådern (a. Pulmonalis) |
| | 21 | hålvener |
| 20 | 22 | lungvener |
| | 23 | förbindelseledning |
| | 24 | sekundärenhet |
| | 24a | hydraulmotor |
| | 24b | pump |
| 25 | 25 | volymkammare/cylinder/bälg |
| | 26 | kolv |
| | 27 | fjäder |
| | 28 | överföringsorgan |
| | 29 | tertiärenhet/verkställande don |
| 30 | 30 | reglermekanism |
| | 31 | 1:a styrenhet för slaglängdsbegränsning |
| | 32 | 2:a styrenhet för reglering av utväxlingen |
| | 33 | hävstång |
| | 34 | kolvstång |
| 35 | 35 | 3:e styrenhet för reglering av fjäderparametrar |
| | 36a,b,c,d | ställdon |
| | 37 | 1:a bälg |
| | 38 | 2:a bälg |
| | 39,40 | backventil |
| 40 | 41 | förbindelseledning |
| | 42 | backventil |
| | 43 | justeranordning |
| | 44 | ledning |
| | 45 | generator |
| 45 | 46 | växelventil |
| | 47 | 1:a porten |
| | 48 | 2:a porten |
| | 49 | fjäder |
| | 50 | artär |
| 50 | 51 | ven |
| | 52 | turbinlöphjul |

| | | |
|----|-----|------------------------------------|
| 5 | 53 | el-generator |
| | 54 | pump |
| | 55 | dräneringsrör |
| | 56 | kroppshållighet |
| | 57 | pumpens utlopp |
| 10 | 58 | hydraulmotorns utlopp |
| | 59 | tryckplatta |
| | 60 | tryckstegrare |
| | 61 | dialysapparat |
| | 62 | blodsidan |
| 15 | 63 | vattensidan |
| | 64 | kärl |
| | 65 | elackumulator |
| | 66 | laddningsaggregat |
| | 67 | 1:a öppning |
| 20 | 68 | 2:a öppning |
| | 69 | ledning för predilutionsvatten |
| | 70 | förspädningspump |
| | 71 | dränageslang |
| | 72 | kombinerad el-generator / el-motor |
| 25 | 73 | hydraulvätska |
| | 74 | öppning i hjärtat |
| | 75 | mätton |
| | 76 | fixeringsdon |
| | 77 | sensor |
| 30 | 78 | 3:e bälg |
| | 79 | membran |
| | 80 | 1:a blåsa |
| | 81 | 2:a blåsa |
| | 82 | 3:e blåsa |
| 35 | 83 | givare |
| | 84 | piezogenerator |
| | 85 | kärna |
| | 86 | piezoelektriskt lager |
| | 87 | skyddsskikt |
| 40 | 88 | överföringszon |
| | 89 | fäste |
| | 90 | elanslutning |
| | 91 | processor/dator |
| | 92 | hud |
| 45 | 93 | ändlägesstopp |
| | 94 | gejd |
| | 95 | vagn |
| | 96 | motor |
| | 97 | hållare |
| 50 | 98 | kopplingsdon |
| | 99 | lägesavkännare |
| | 100 | kraftgivare |

| | | |
|----|-----|-----------------------------|
| 5 | 101 | hävstång |
| | 102 | magnetkoppling |
| | 103 | datakommunikationsanordning |
| | 104 | ventil |
| 10 | 105 | skivor |
| | 106 | membran |
| | 107 | spole |
| | 108 | mjukjärnsjärna |
| | 109 | magnet |
| | 110 | kona |

1
1
2
3
4
5
6

5

PATENTKRAV

10

1. För en levande organism potentiellt implanterbar anordning för utnyttjande av åtminstone del av den av hjärtat (10) - primärenheten - alstrade hydrauliska energin, som erhålles vid hjärtats naturliga arbetsfaser, dvs. vid sammandragningsfasen (systole), som trycksätter blodet och/eller avslappningsfasen (diastole) , under vilken hjärtkamrarna (11,12 och 16,17) fylls med blod, och vilken anordning innefattar minst en till organismens kardiovaskulära system anslutbar sekundärenhet (24), vilken är anordnad att använda sagda hydrauliska energi,

15

kännetecknad därav,

att sekundärenheten (24) utgöres av minst en hydraulmotor (24a), som är anordnad att överföra den hydrauliska energin till ett överföringsorgan (28), och

att överföringsorganet (28) är anordnat att påverka minst en tertiärenhet, t.ex. ett verkställande don (29), vilket är utformat att omvandla den överförda energin till annan energiform, för påverkan av vissa utvalda funktioner i eller utanför organis-

20

men, och

att företrädesvis en reglermekanism (30) är anordnad för reglering av anordningens driftsparametrar.

25

2. Anordning enligt krav 1

kännetecknat därav,

att hydraulmotorn (24a) är anordnad att utnyttja tryckvariationer i det kardiovaskulära systemet (10,15,20, 50) genom att hela eller delar av hydraulfluiden till hydraulmotorn är avsedd att ledas fram och tillbaka mellan denna och dess anslutningsställe i organismen..

30

3. Anordning enligt krav 1,

kännetecknat därav,

att sekundärenheten (24) är anordnad att absorbera del av blodets hydrauliska energi genom överföring av blod från artärsystemet till vensystemet. (Fig. 10,16,17)

35

4. Anordning enligt krav 2 eller 3,

5

kännetecknat därav,

att sekundärenheten (24) är ansluten till flera pulserande tryckkällor (12, 17, 50,).

5. Anordning enligt krav 1,

kännetecknad därav,

10

att hydraulmotorn (24a) är en displacementmotor, t.ex. en enkelverkande kolvmotor tryckdosa, bälg eller dylik,

att överföringsorganet (28) är en till displacementmotorns kolv (26), membran eller dylikt ansluten kolvstång, tryckplatta (59) eller liknande och

15

att det verkställande donet (29) är en till överföringsorganet (28) ansluten kolvpump (24b), el-generator (45), tryckstegrare (60) eller liknande. (Fig.4-10)

6. Anordning enligt krav 1,

kännetecknad därav,

20

att hydraulmotorn (24a) är en rotationsmotor, t.ex. en turbin,

att det verkställande organet (29) är en pump (54), elgenerator (53) eller liknande,

att överföringsorganet (28) utgöres av en axel mellan rotationsmotorns löphjul (52) och det verkställande organet (29), alternativt

25

att överföringsorganet (28) utgöres av en mellan hydraulmotorn (24a) och det verkställande organet (29) anordnad magnetkoppling (102) eller liknande. (Fig.16,17)

7. Anordning enligt krav 1,

kännetecknad därav,

30

att sekundärenheten - hydraulmotorn (24a), överföringsorganet (28) och tertiärenheten - det verkställande donet (29), är integrerade i en unitet. (t.ex. fig.6,22,23, 28)

8. Anordning enligt krav 1,

kännetecknad därav,

5 att hydraulmotorn (24a) är en enkelverkande, fjäderbelastad första bälg (37) och
överföringsorganet (28) en vid sagda bälg anordnad tryckplatta (59), i vilken är
upptagen en med backventil (39) försedd öppning (67) samt
att det verkställande donet (29) är en med den första bälgens (37) tryckplatta (59)
förbunden andra bälg (38) med relativt den första bälgens tvärsnitt avvikande
10 tvärsnitt. (Fig. 6, 20)

9. Anordning enligt krav 4 och/eller 5,

kännetecknad därav,

att sekundärenheten (24) utgöres av två enkelverkande parallellkopplade kolv- eller
15 bälgmotorer (24a), vardera anslutbara till var sin hjärtekammare (12, 17), och
att motorerna är sammankopplade via en reglermekanism (30). (Fig. 5)

10. Anordning enligt krav 5,

kännetecknad därav,

20 att hydraulmotorerna (24a) och kolvpumpens (24b) pluskammare är anordnade att via
en förbindelseledning (41) och en i denna anordnad backventil (39) kommunicera
med varandra, och

att motorerna och pumpens kolvstänger (28, 34) är sammankopplade via en
reglermekanism (30). (Fig. 7)

11. Anordning enligt krav 2 eller 3,

kännetecknad därav,

att hydraulmotorerna (24a) och kolvpumpens (24b) kolvstänger (28, 34) är
sammankopplade via en reglermekanism (30) som en motpulsator. (Fig. 8)

12. Anordning enligt krav 1 eller 3,

kännetecknad därav,

att i blodets flödesriktning sett framför hydraulmotorn (24a) är anordnad en
växelventil (46), som är utformad att i beroende av hjärtats sammandragningsfas
respektive avslappningsfas etablera förbindelse mellan hjärtat och hydraulmotorn å
30 ena sidan respektive mellan hydraulmotorn och en ven (51) å andra sidan. (Fig. 10)

5

13. Anordning enligt krav 1,

kännetecknad därav,

att hydraulmotorn (24a) är anordnad att driva en pump (54), vars inlopp är avsett att anslutas till en kroppshålighet (56) och vars utlopp (57) är avsett att anslutas till kroppens cirkulationssystem. (Fig.17)

10

14. Anordning enligt krav 1,

kännetecknad därav,

att hydraulmotorn (24) är ansluten till en tryckstegrare (60), som är utformad att höja blodtrycket till dialystryck, och

15

att en implanterad dialysapparats (61) blodsida (62) är ansluten till tryckstegraren (60), medan dialysapparatens vattensida (63) är förbunden med en dräneringsslang (71) för vidarebefodran av vätska ur kroppen. (Fig. 19)

20

15. Anordning enligt krav 1,

kännetecknad därav,

att sekundärenheten (24) är anordnad att i takt med tertiärenheten (29) driva en förspädningspump (70). (Fig.20)

25

16. Anordning enligt krav 5,

kännetecknad därav,

att el-generatorn (45) är anordnad att avge åtminstone en del av den tillförda energin för uppladdning av en el-ackumulator (65), och

att generatorn medelst en inopererad sensor (83) eller en extern signal är omställbar från generatorfunktion till el-motorfunktion. (Fig. 21)

30

17. Anordning enligt krav 1 eller 11,

kännetecknad därav,

att inuti den som hydraulmotor (24a) verksamma bälgen (37) är anordnad minst en andra, som pump verksam bälg (38), och

35

att bälgarna har en gemensam av reglermekanismen (30) reglerbar tryckplatta (59) i ena änden och var sin mediumanslutning vid den andra änden. (Fig. 23,25)

5

18. Anordning enligt krav 17,

kännetecknad därav,

att en tredje bälg (78) är anordnad koncentriskt inuti de båda andra bälgarna (37,38), och att två av dessa är anslutna till var sin hjärtekammare och den tredje till en artär (50). (Fig. 26).

10

19. Anordning enligt krav 1,

kännetecknad därav,

att mellan primärenheten/-enheterna (10) och sekundärenheten (24) och/eller mellan sekundärenheten (24) och tertiärenheten (29) är anordnad minst ett membran (79), exempelvis i form av en blåsa (80,81,82) eller liknande, som är anordnad att skilja blodsidan från den andra samverkande enhetens hydraulfluidsida. (Fig.25,26)

15

20. Anordning enligt krav 7,

kännetecknad därav,

att uniteten (24,28,29) är kring en väsentlig del av dess yta omströmmad av den hydrauliska fluiden, och är utformad att påverkas av dess tryckvariationer. Fig. 28

20

21. Anordning enligt krav 7,

kännetecknad därav,

att uniteten (24,28,29) innefattar dels en piezoelektrisk generator (84), bestående av ett yttre elastiskt skyddsskikt (87), vilket utgör sekundärenheten (24), dels ett antal piezoelektriska elektriskt ledande lager (86) eller skivor (105), vilka utgör tertiärenheten (29) och dels en överföringszon (88), t.ex. ett förbindelseskikt mellan de båda ovan nämnda enheterna (24,29), vilken zon utgör överföringsorganet (28). (Fig.29)

25

30

22. Anordning enligt krav 1,

kännetecknad därav,

5 att sekundär- och tertiärenheten (24,29) utgörs av en mekanism, exempelvis av
typen omvänd högtalare, som är anordnad att omvandla hydrauliska tryck-
variationer till elektriska svängningar. Fig. 31

23. Anordning enligt krav 20,

10 *kännetecknad därav,*

att generatoren är utformad som en sluten hålkropp, vars flytkraft är balanserad mot
generators vikt, så att den är väsentligen viktlös i hydraulfluiden. (Fig. 28)

24. Anordning enligt krav 11,

15 *kännetecknad därav,*

att hydraulmotorn (24a) är anluten till primärenhetens (10) ena kammare (12/17)
och motpulsator (24b) till pulsådern från den andra kammaren (17/12), så att i
systolfasen den ena kammaren driver hydraulmotorn (24a) och i diastolfasen ett
tryck åstadkommes i respektive pulsåder (15/20). (Fig.18)

25. Anordning enligt krav 1,

kännetecknad därav,

att sensorer (77), givare (83) och/eller mätdon (75) är placerade i organism för
avkänning eller mätning av specifika kroppsegna funktioner i och för styrning av
25 sekundär- (24) och/eller tertiärenheten/-enheterna (29). (Fig.15,21,27)

26. Anordning enligt krav 25,

kännetecknad därav,

att signaler från sagda sensorer, givare eller mätdon är anordnade att behandlas av
en företrädesvis inopererad processor, t.ex dator (91). (Fig.27)

27. Anordning enligt krav 1,

kännetecknad därav,

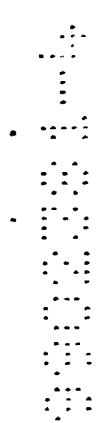
att en reglermekanism (30) är anordnad, som kan innefatta olika styrenheter
35 (31,32,35)

5 vilka är anordnade att justeras eller regleras av en företrädesvis inopererad dator (91), och
att datorn är anordnad att kommunicera med omvärlden via en under huden placerad dataport.

10 28. Anordning enligt krav 27,
kännetecknad därav,
att reglermekanismen (30) kan innefatta en första styrenhet (31) för slaglängds-
begränsning av exempelvis hydraulmotorns (24a) kolvstång (28), och/eller en andra
styrenhet (32) för reglering av utväxlingsförhållandet mellan t.ex. hydraulmotorn
15 (24a) och hydraulpumpen (24b) och/eller en tredje styrenhet (35) för reglering av
fjäderparametrarna.

29. Anordning enligt krav 1,
kännetecknad därav,
20 att anordningen är försedd med en växelventil (46), som är anordnad att vid varje
tryckstegring stänga ventilens ena utloppsport (48) och öppna den porten som leder
till hydraulmotorn eller dylikt. (Fig. 11)

30. Anordning enligt krav 1,
25 *kännetecknad därav,*
att tertiärenheten är anordnad att avge åtminstone en del av sitt energi-innehåll,
företrädesvis i form av el-ström, via en ledning till ett ställe utanför organismen.



5

Sammandrag

10

15

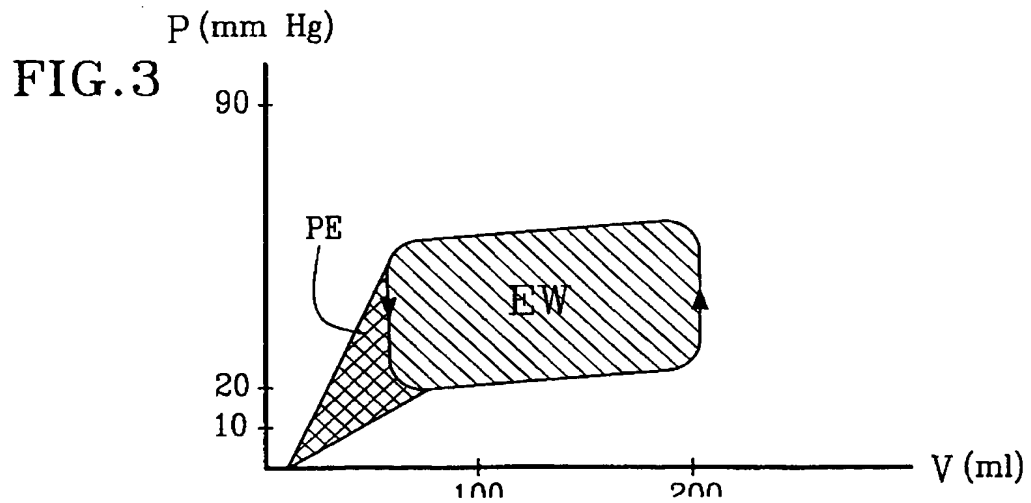
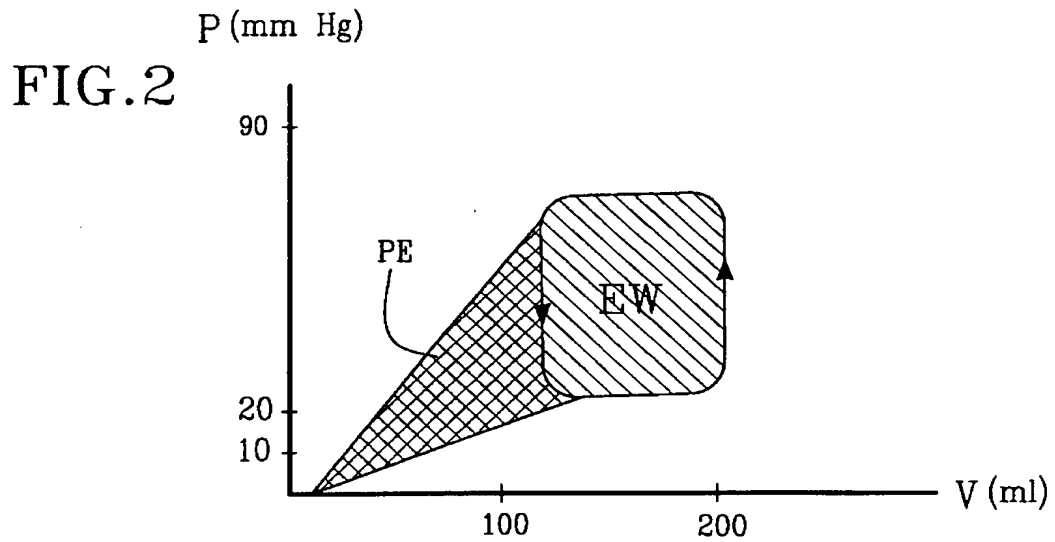
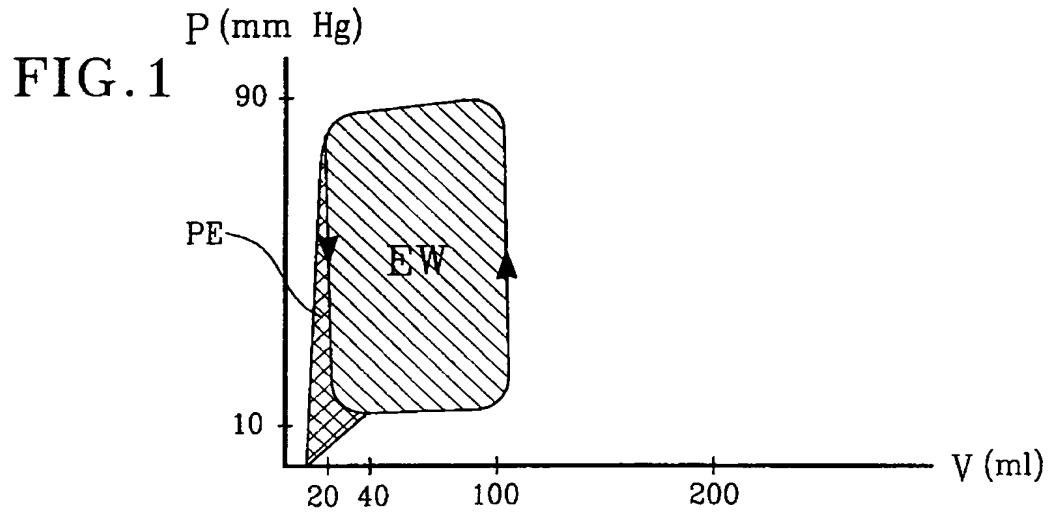
För en levande organism potentiellt implanterbar anordning för utnyttjande av åtminstone del av den av hjärtat (10) - primärenheten - alstrade hydrauliska energin, som erhålles vid hjärtats naturliga arbetsfaser, under vilka hjärtkamrarna (11,12 och 16,17) fylls med blod. Anordning innefattar minst en till organismens kardiovaskulära system anslutbar sekundärenhet (24), vilken är anordnad att använda sagda hydrauliska energi. Sekundärenheten (24) utgöres av minst en hydraulisk motor (24a), som är anordnad att överföra den hydrauliska energin till ett överföringsorgan (28). Överföringsorganet (28) är anordnat att påverka minst en tertiärenhet, t.ex. ett verkställande don (29), vilket är utformat att omvandla den överförda energin till annan energiform, för påverkan av vissa utvalda funktioner i organismen. Företrädesvis är en reglermekanism (30) anordnad för reglering av anordningens driftsparametrar.

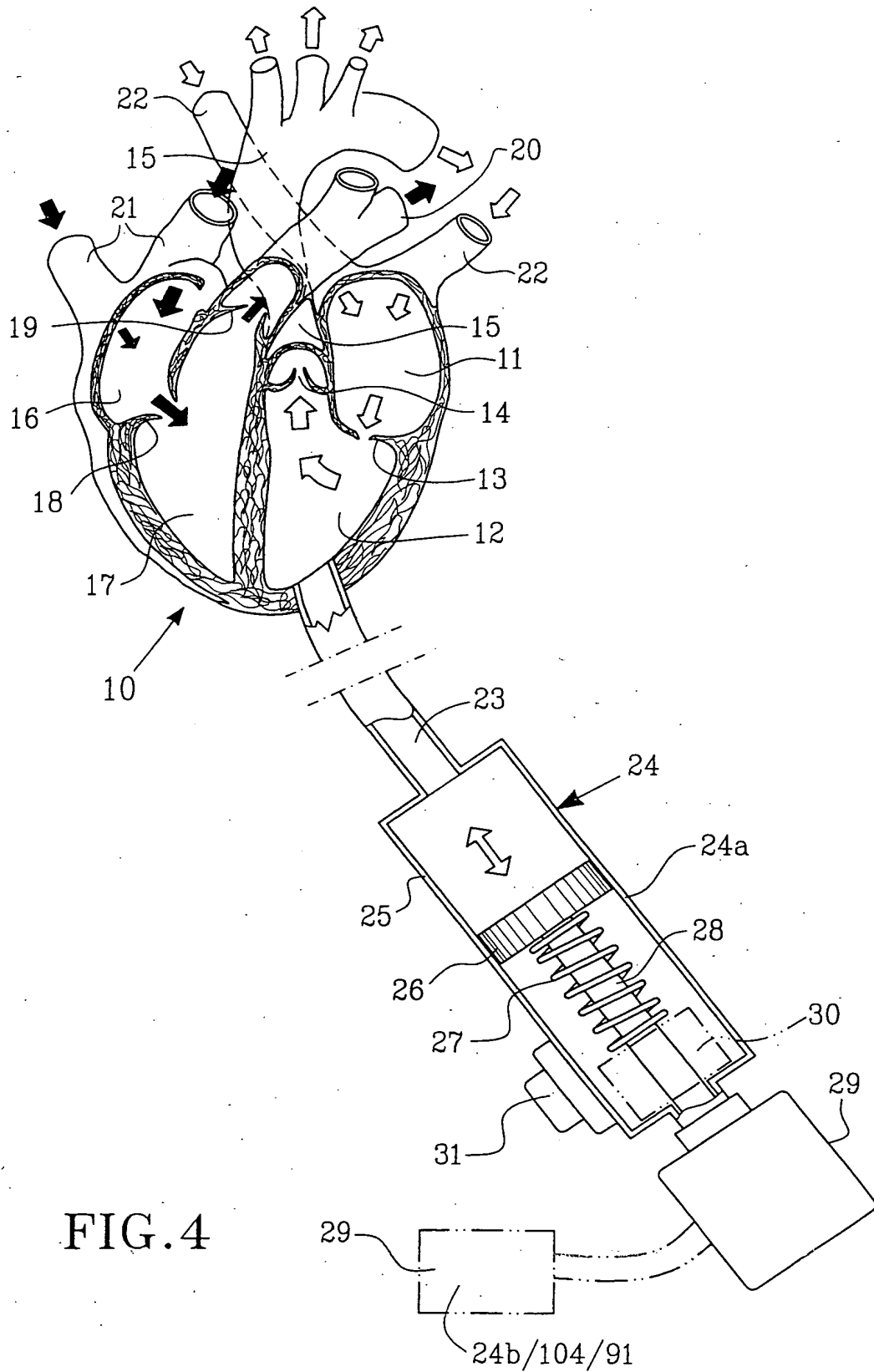
(Publiceringsfigur: Fig.4)

20

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20

1/18





3/18

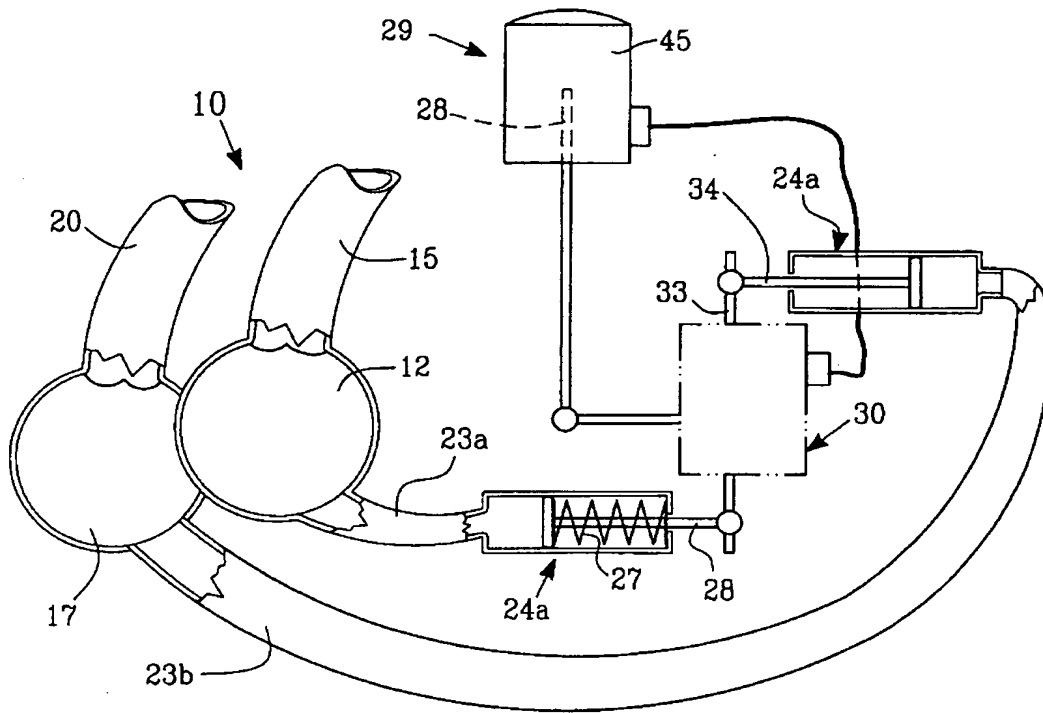


FIG. 5

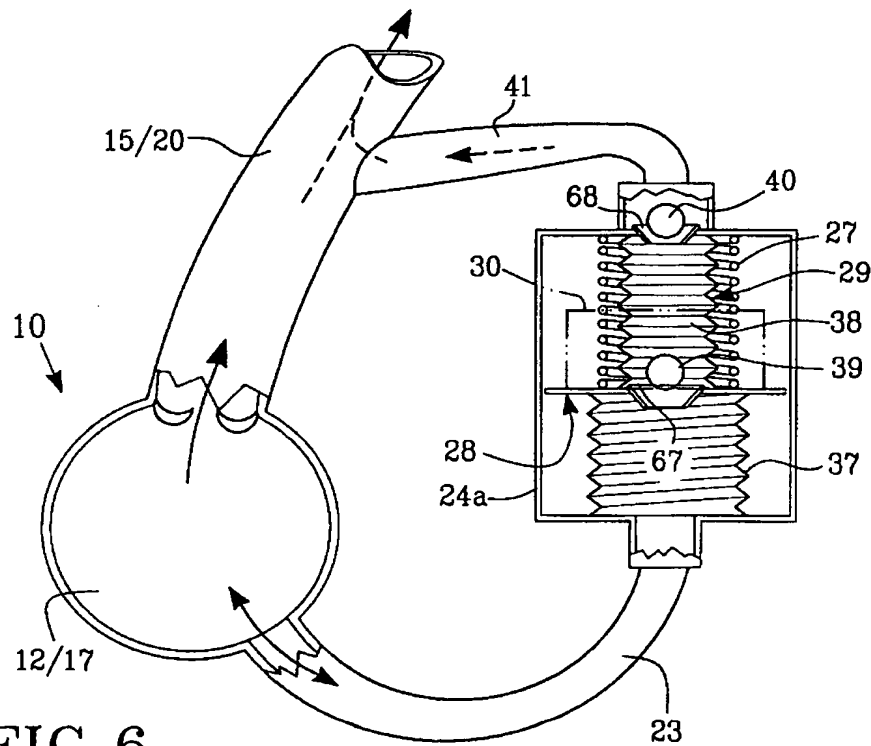


FIG. 6

4/18

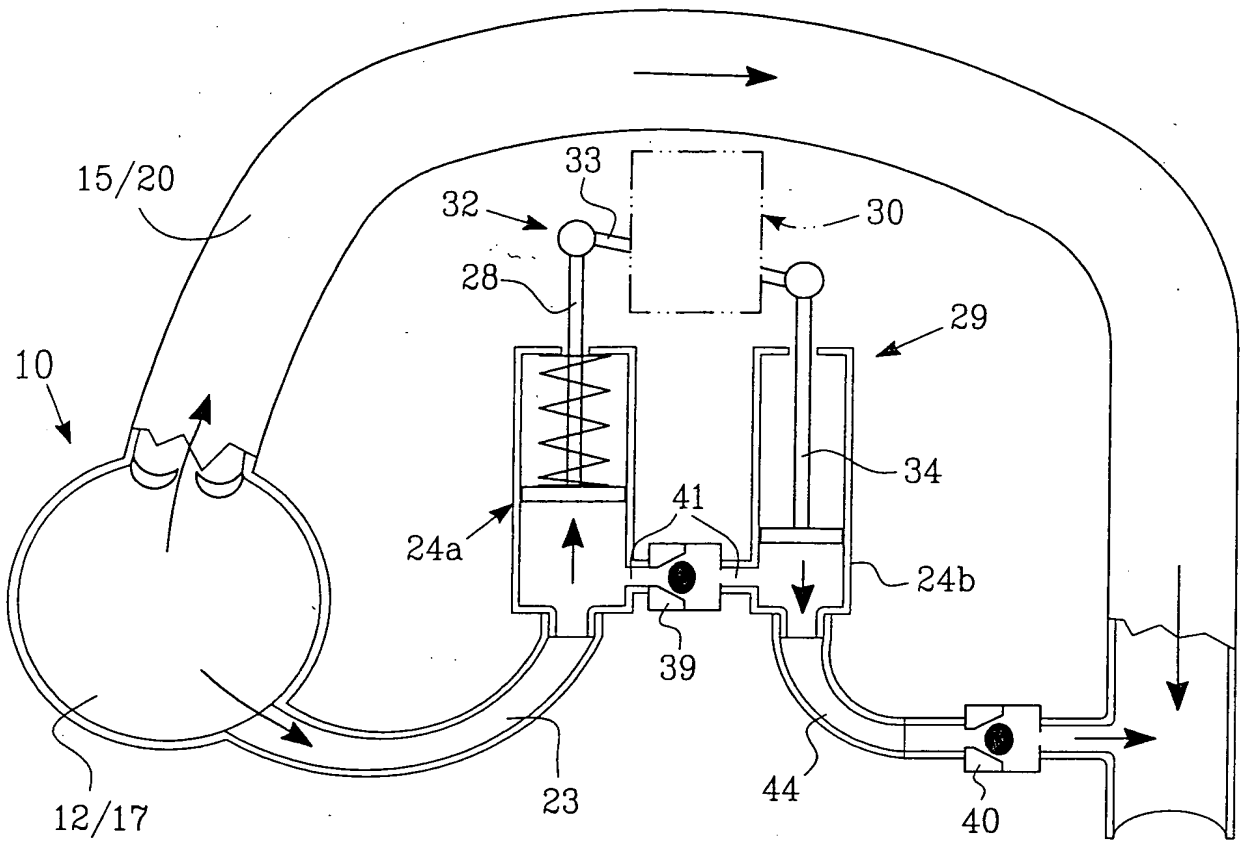


FIG. 7

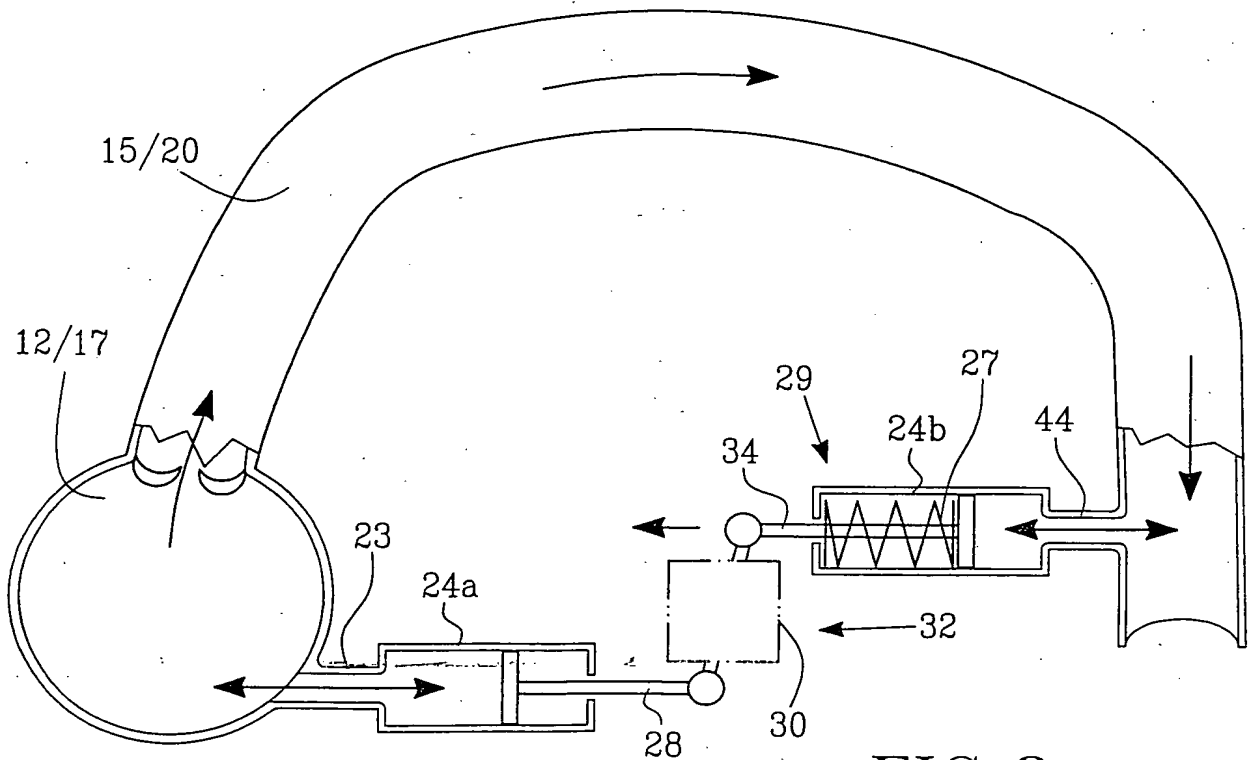


FIG. 8

5/18

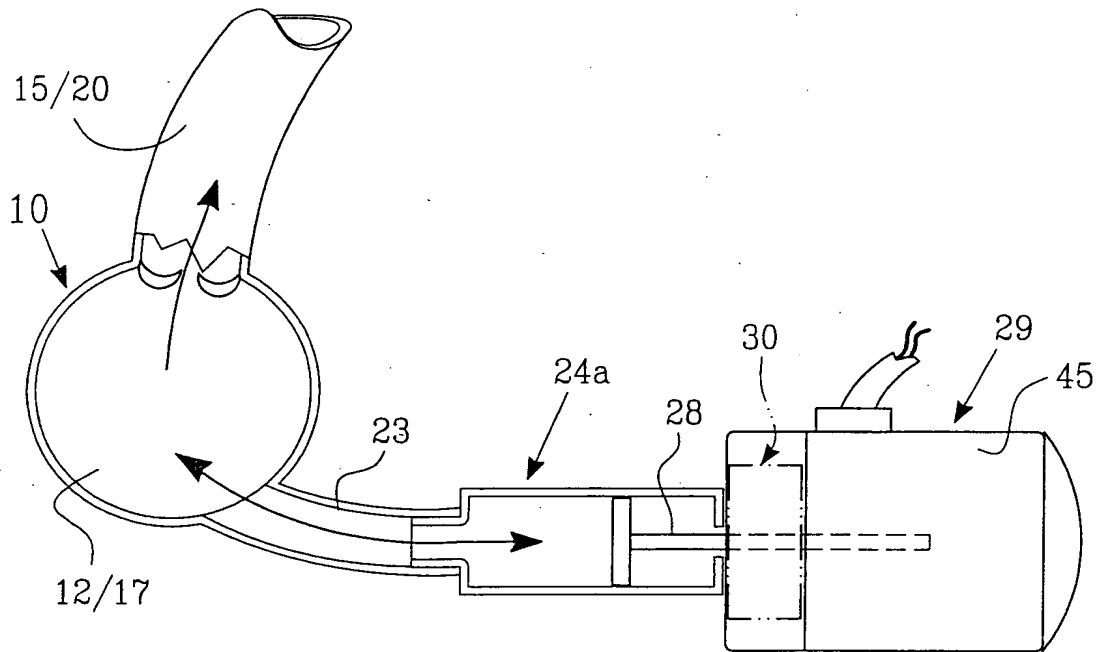


FIG. 9

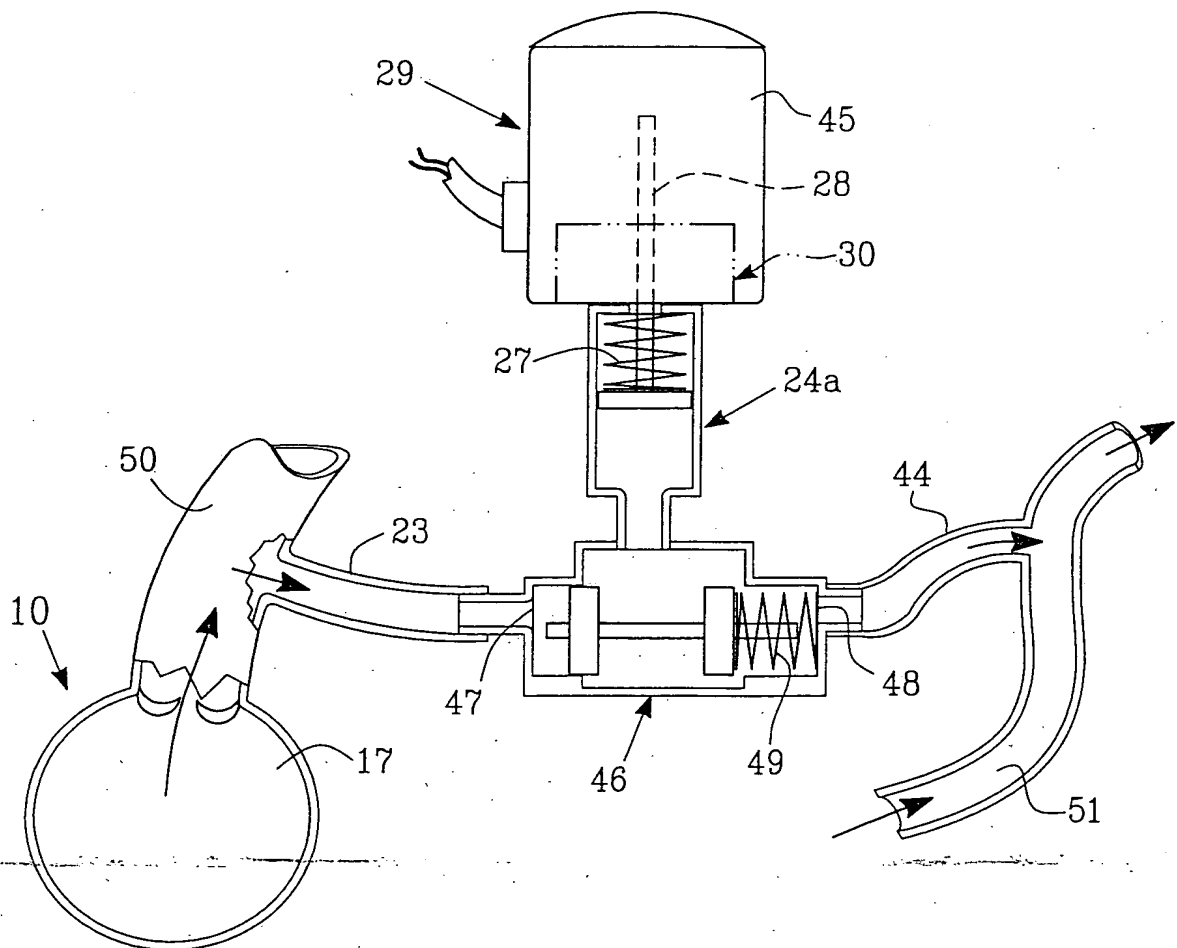


FIG. 10

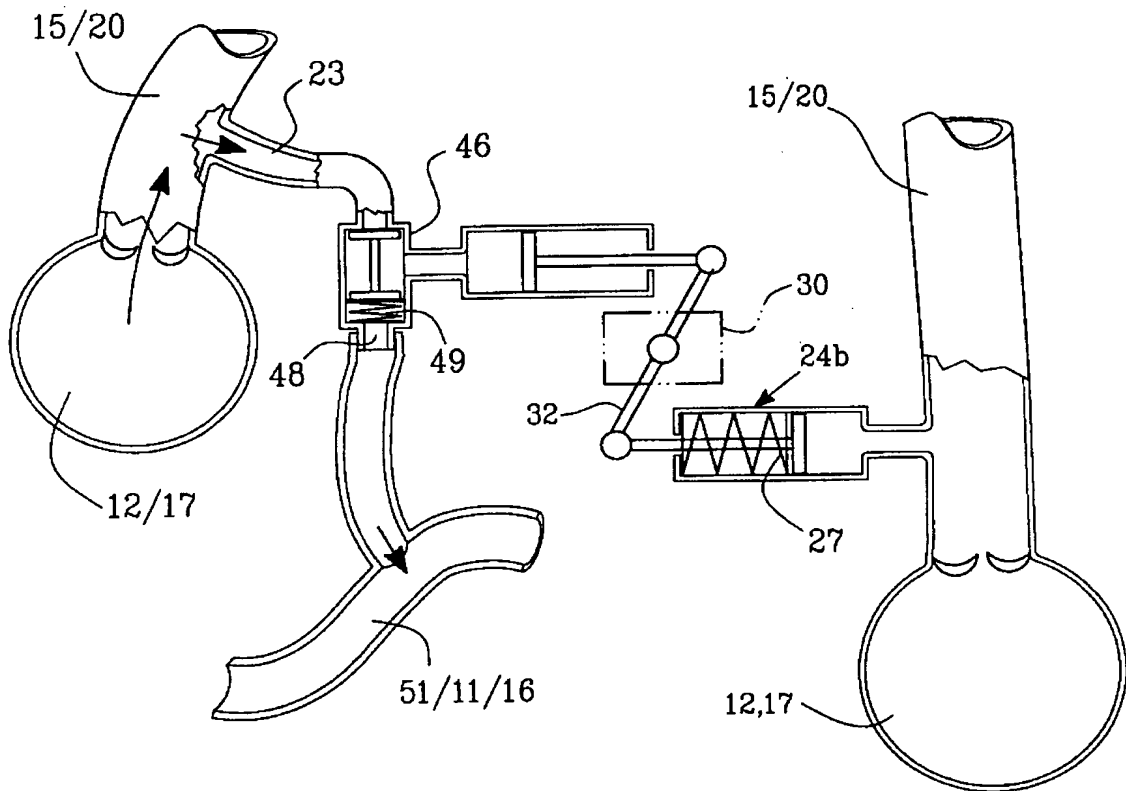


FIG.11

7/18

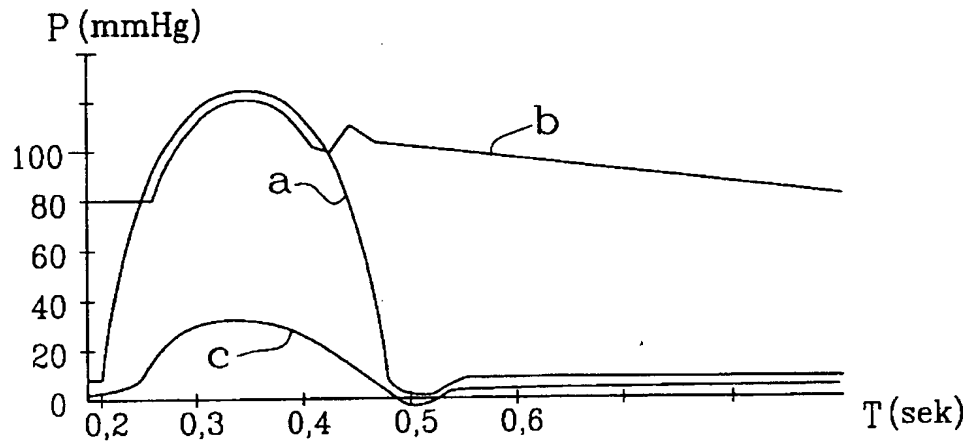


FIG. 12

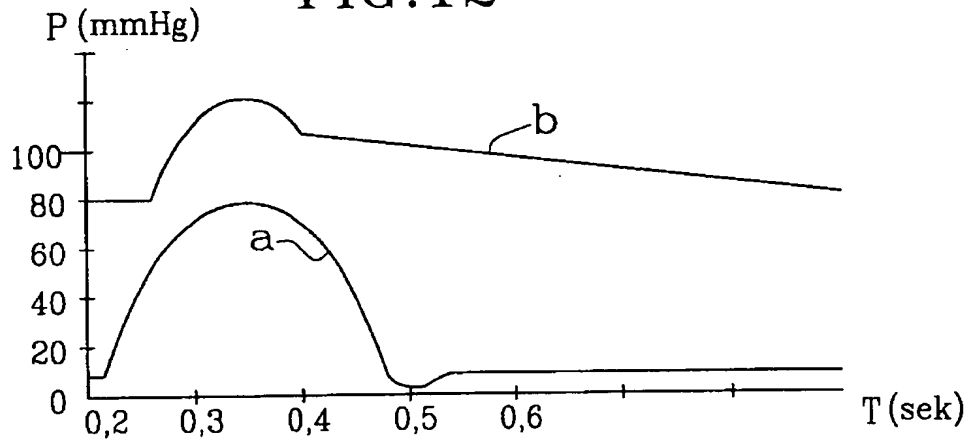


FIG. 13

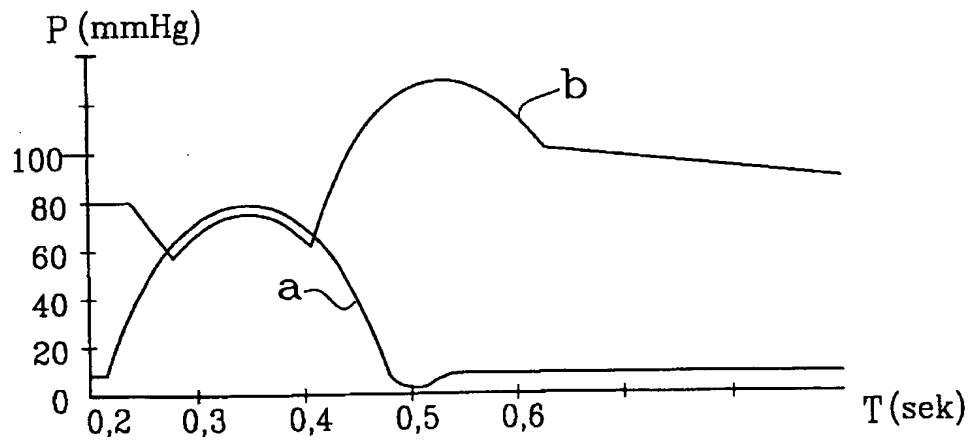


FIG. 14

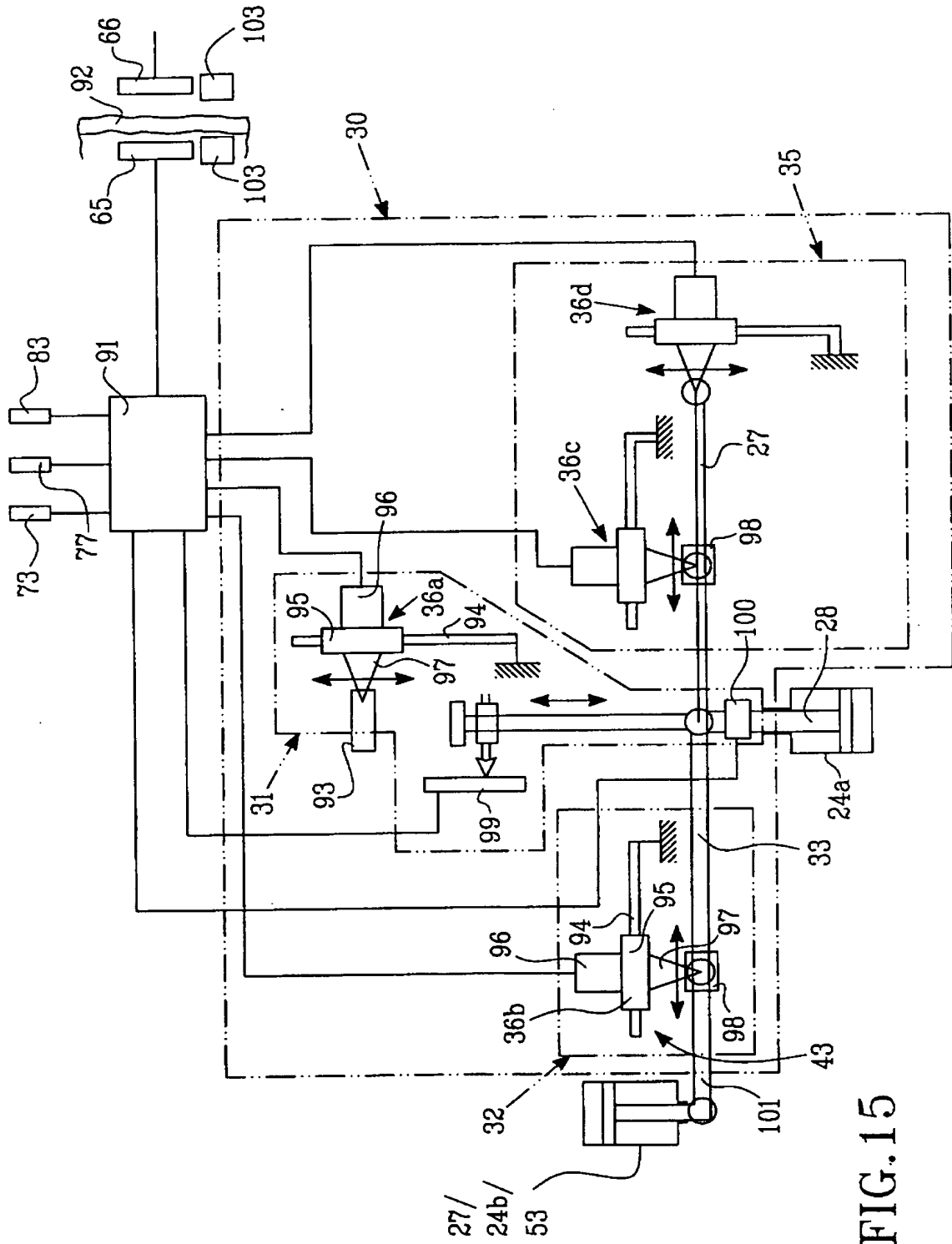


FIG. 15

9/18

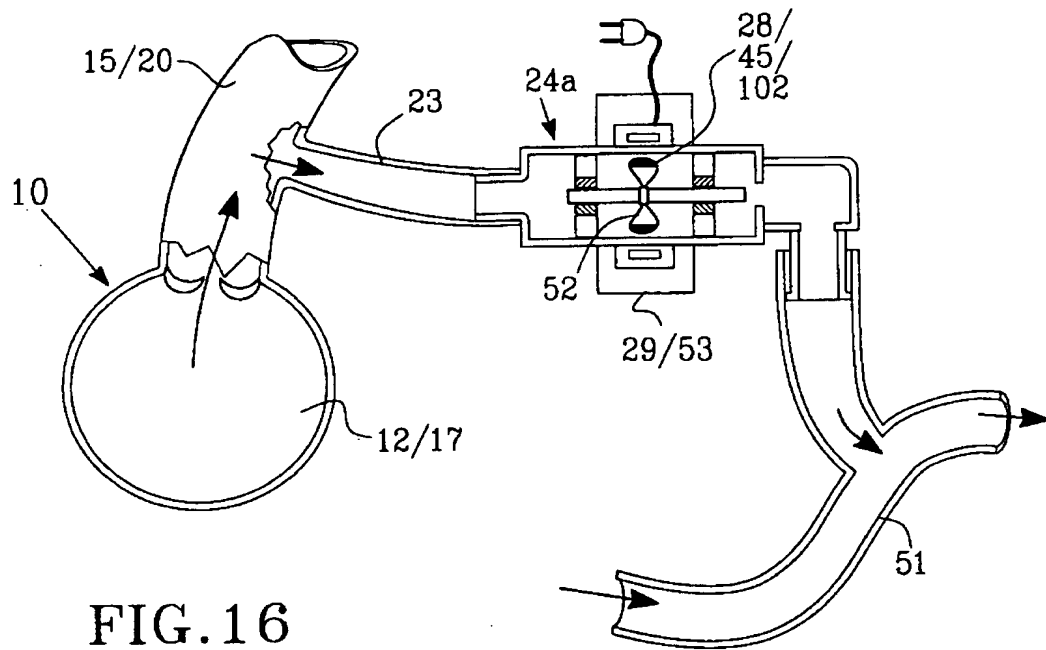


FIG. 16

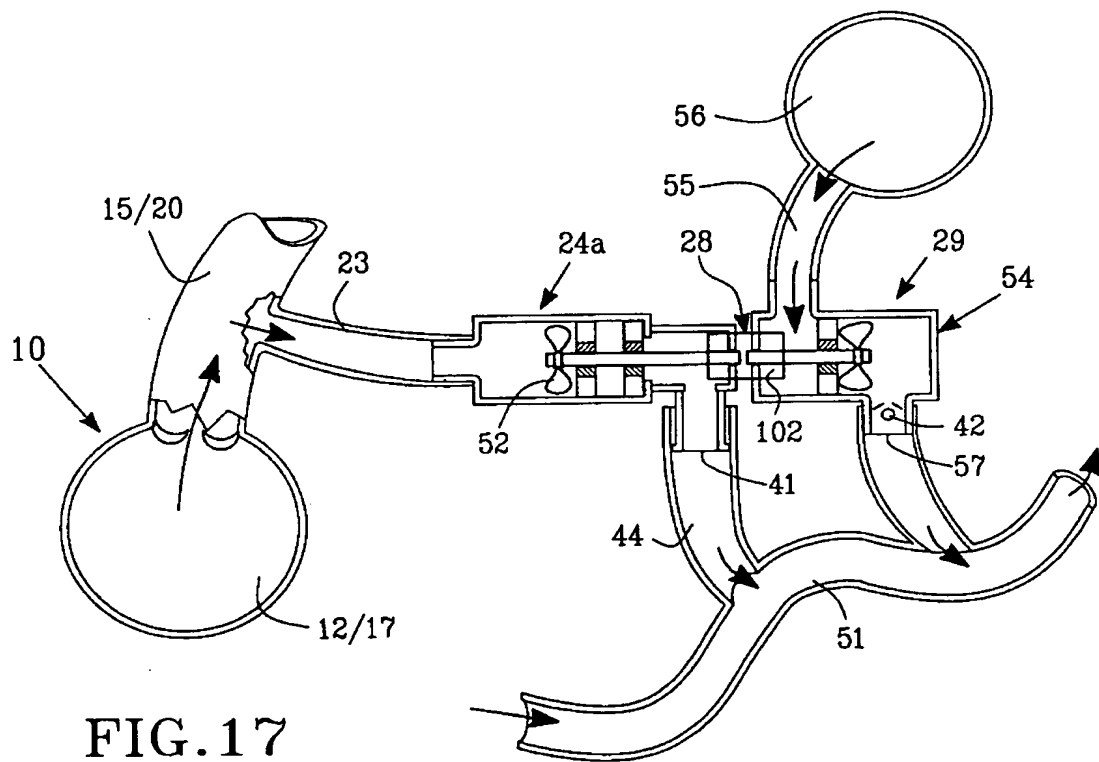


FIG. 17

10/18

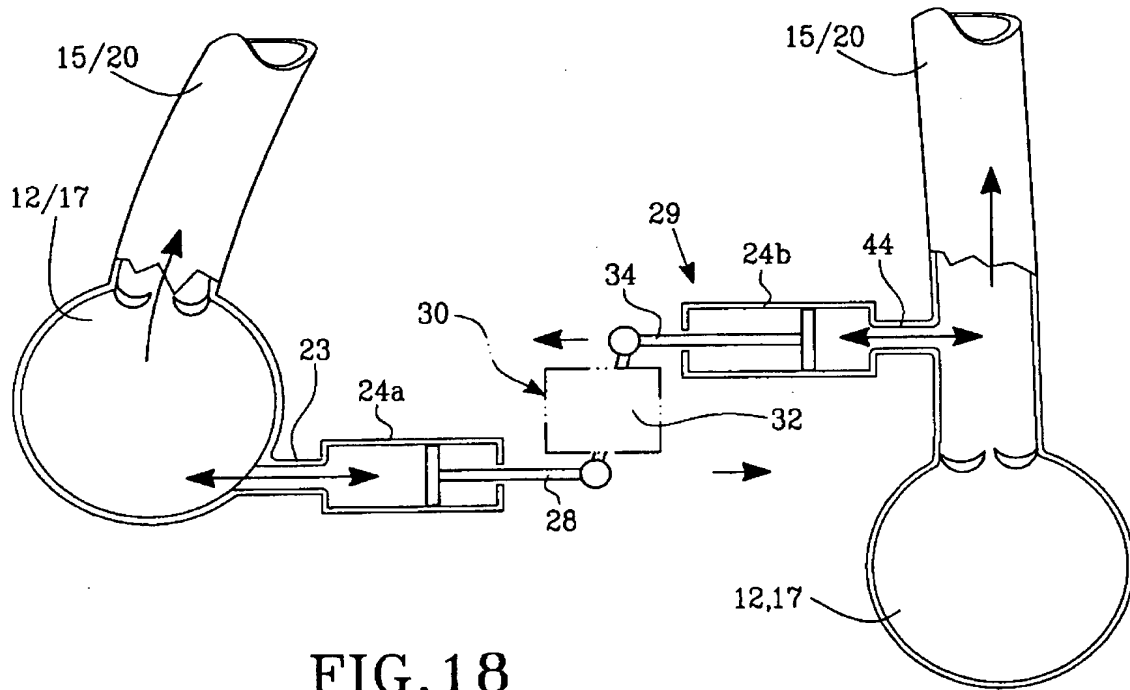


FIG. 18

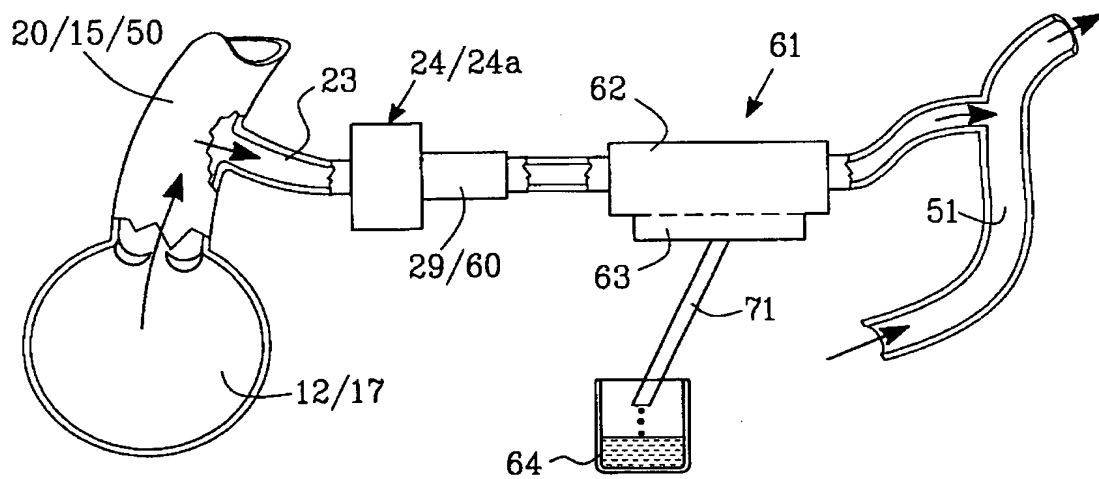


FIG. 19

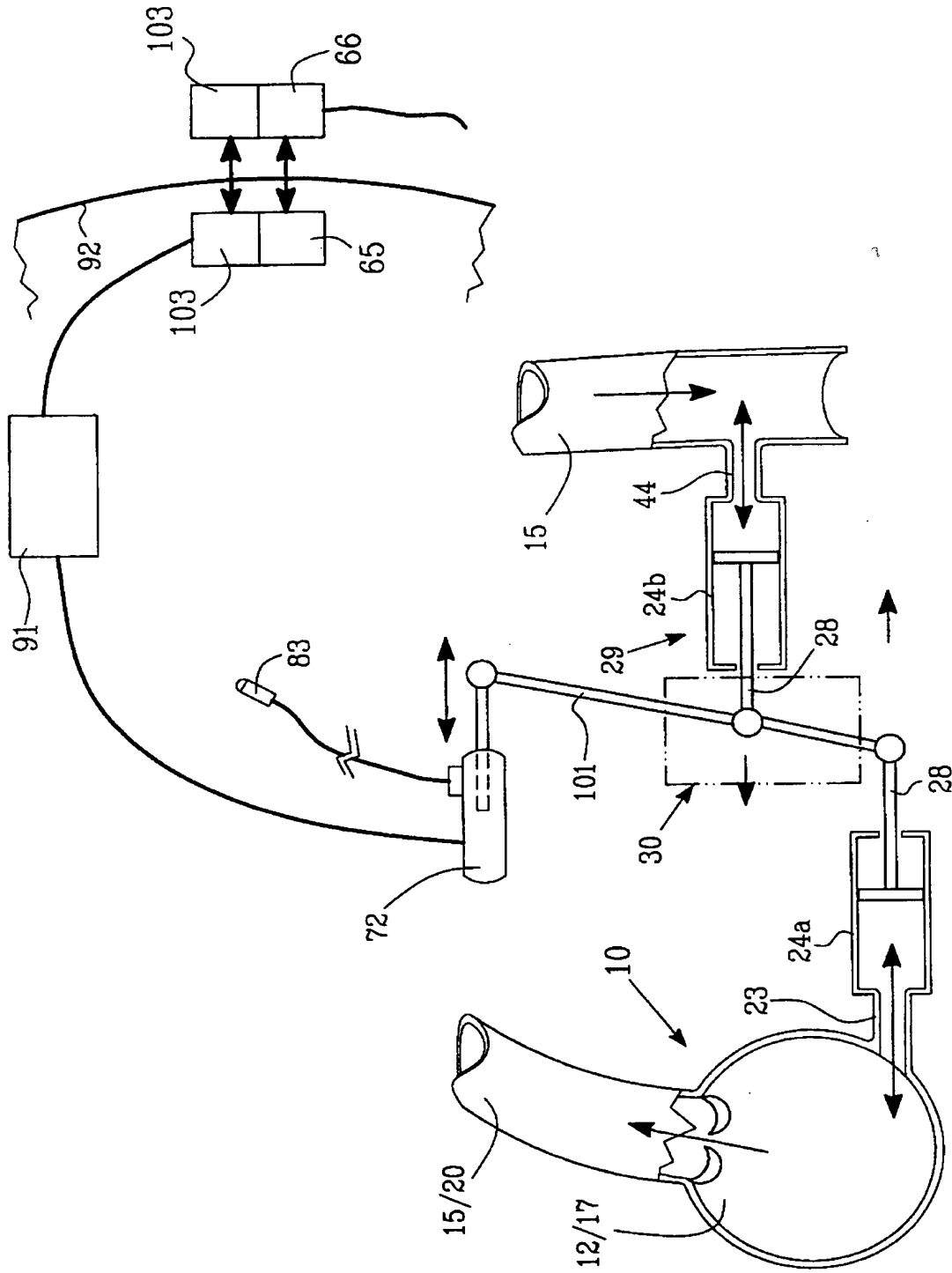


FIG.21

12/18

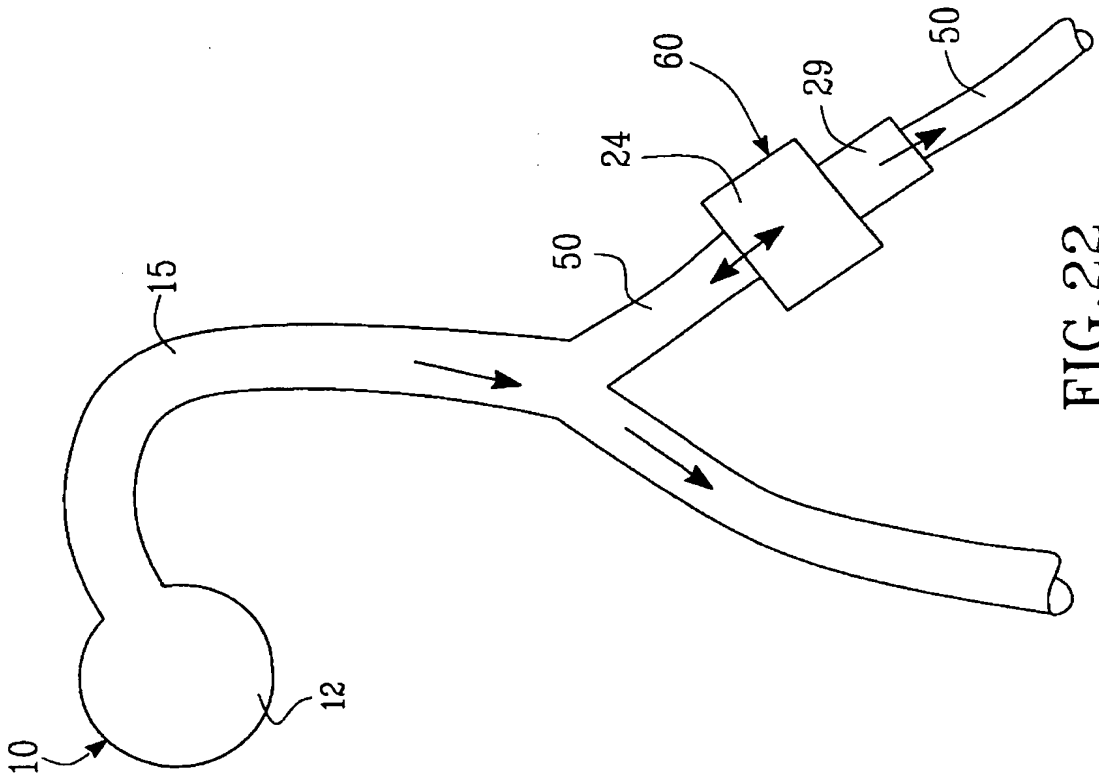


FIG. 22

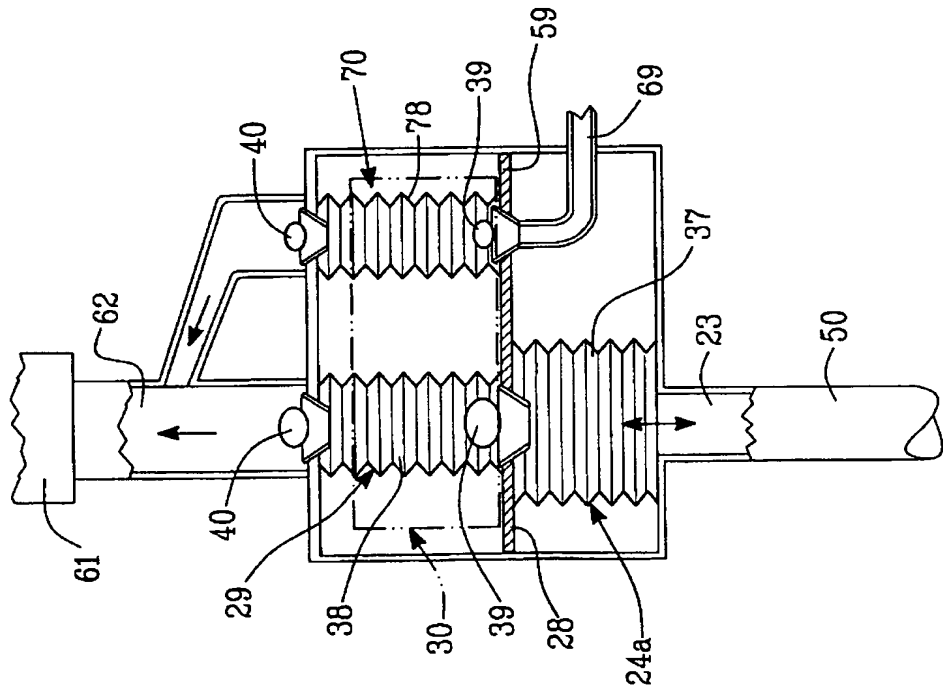


FIG. 20

3903381-6

13/18

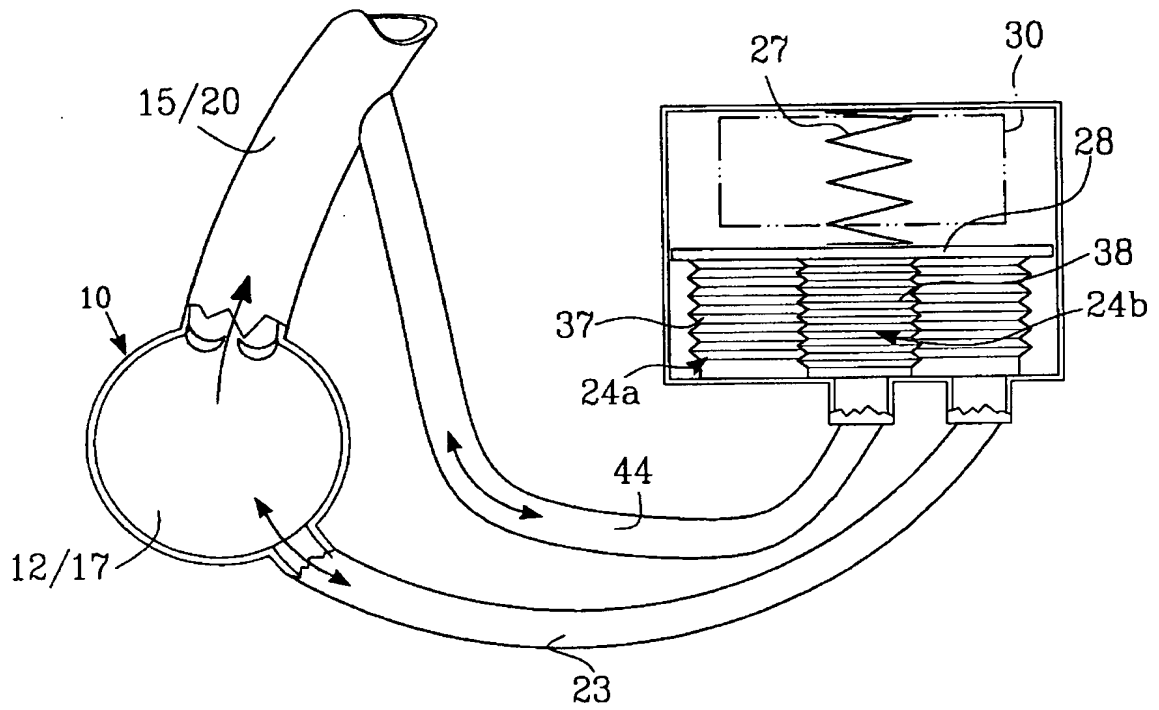


FIG. 23

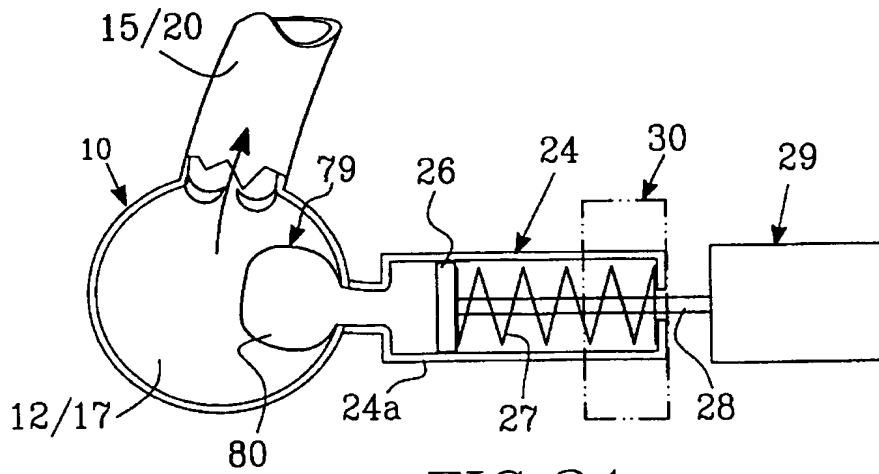


FIG. 24

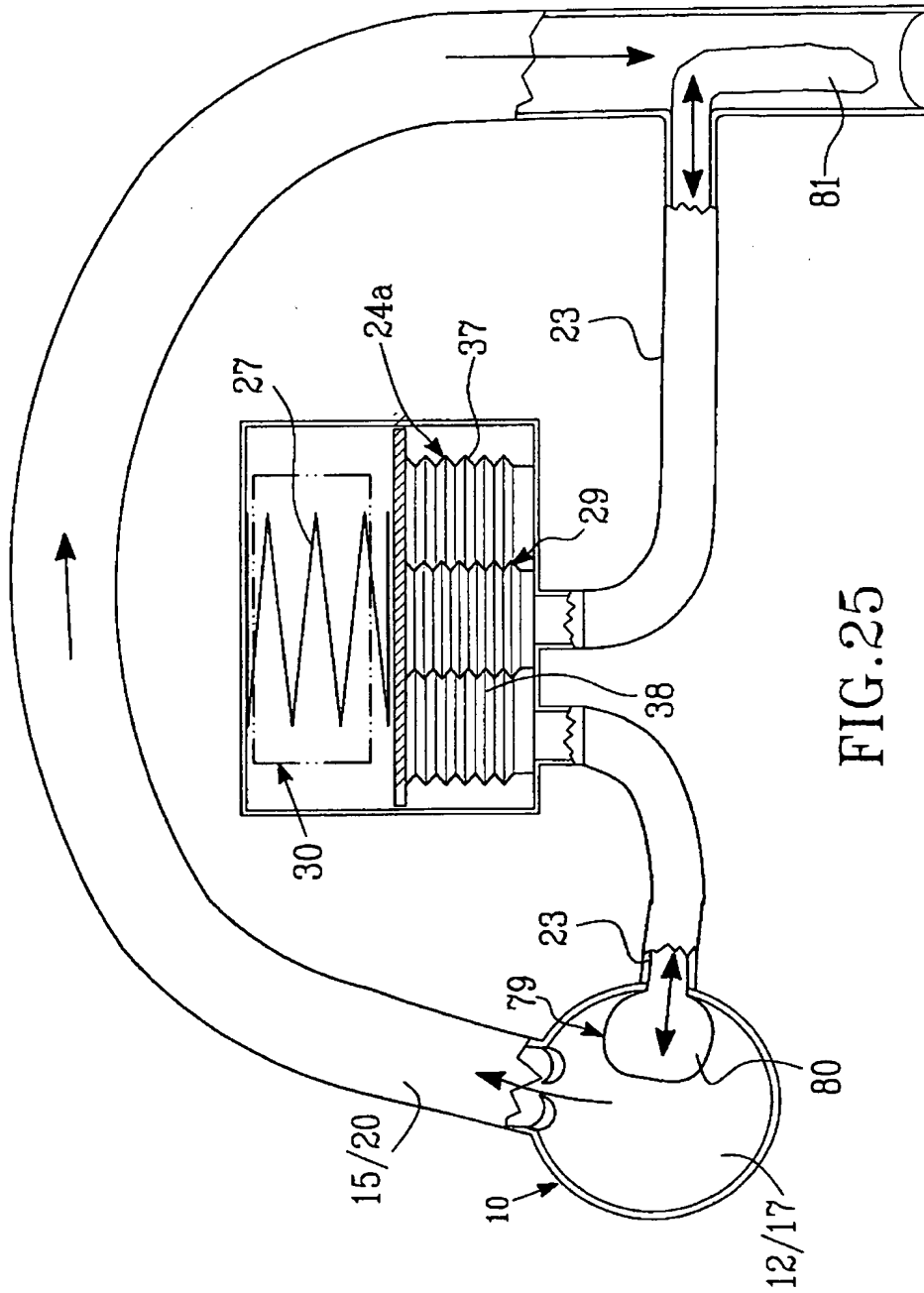


FIG.25

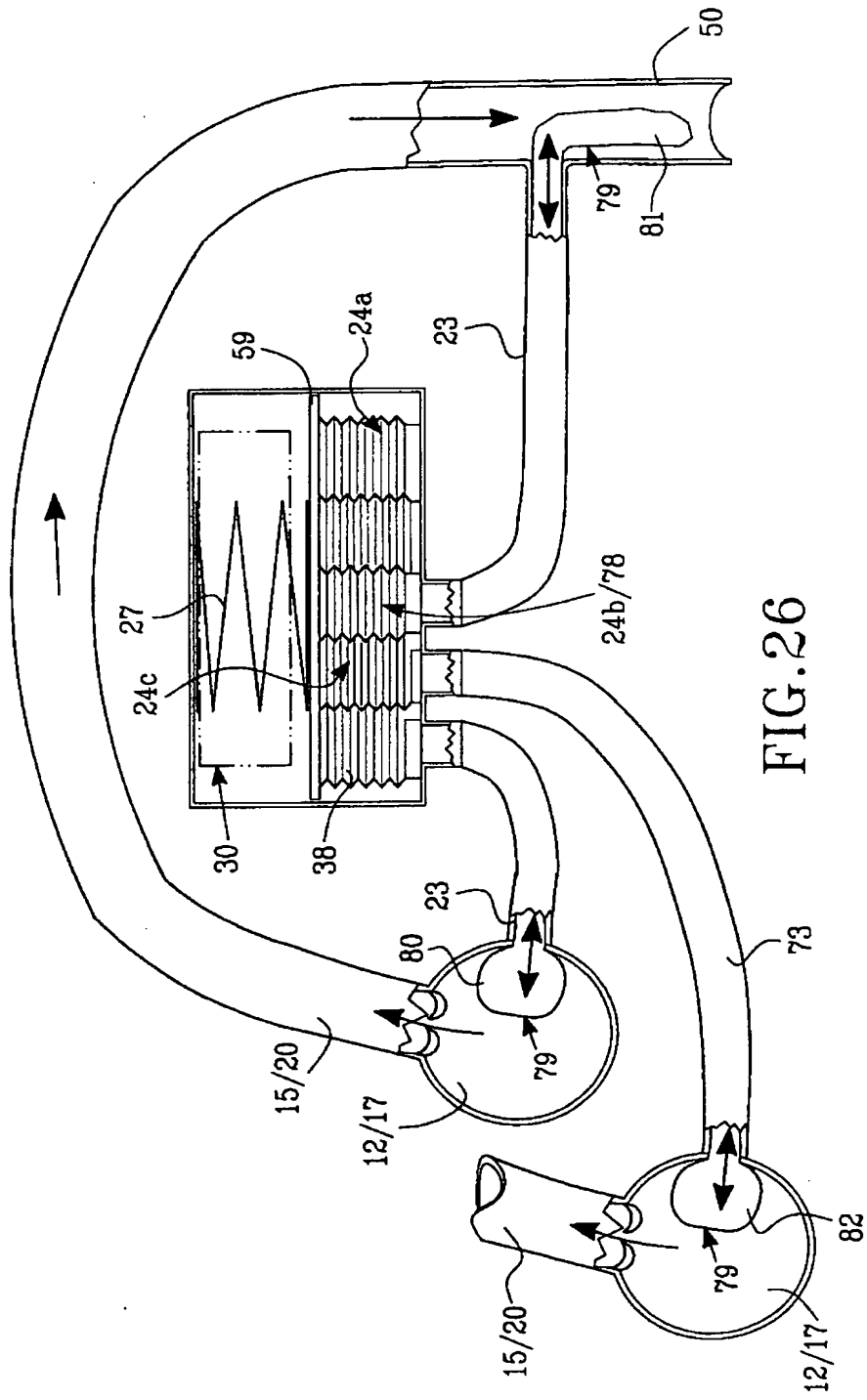


FIG. 26

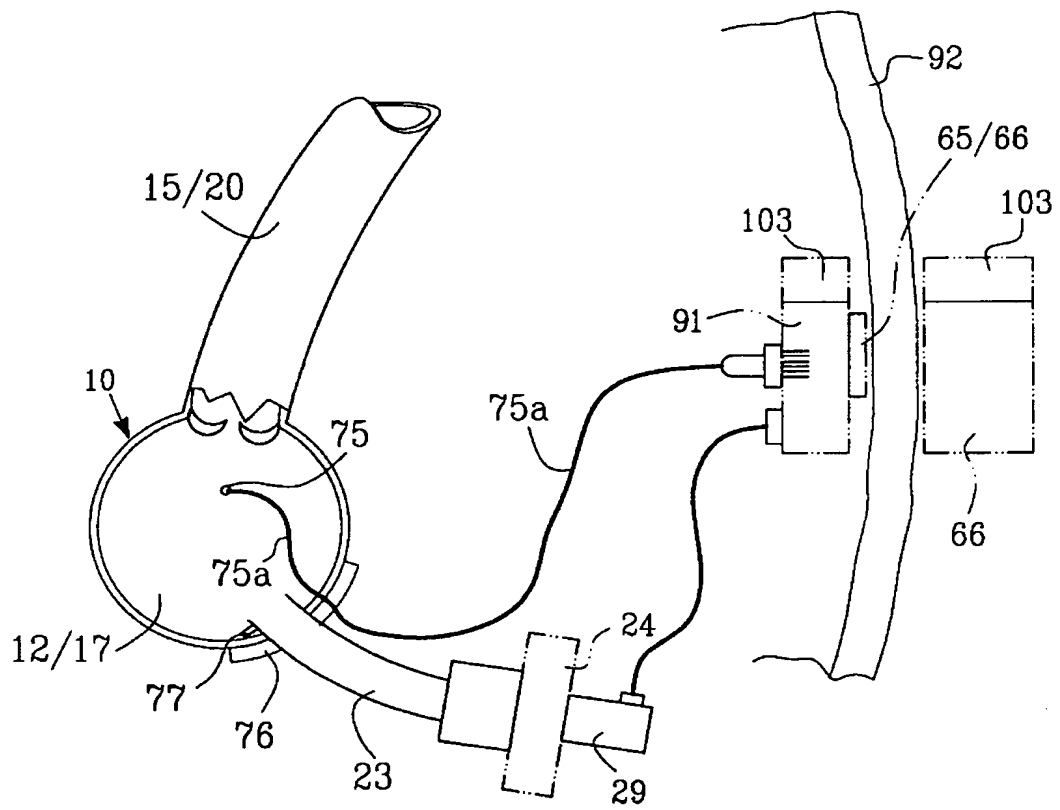


FIG.27

17/18

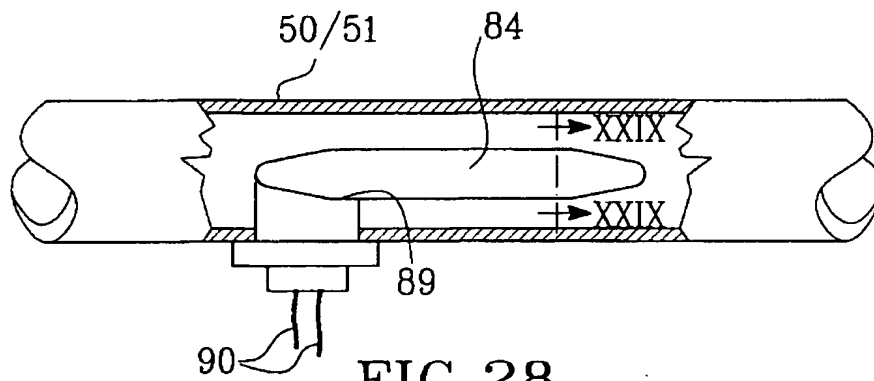


FIG. 28

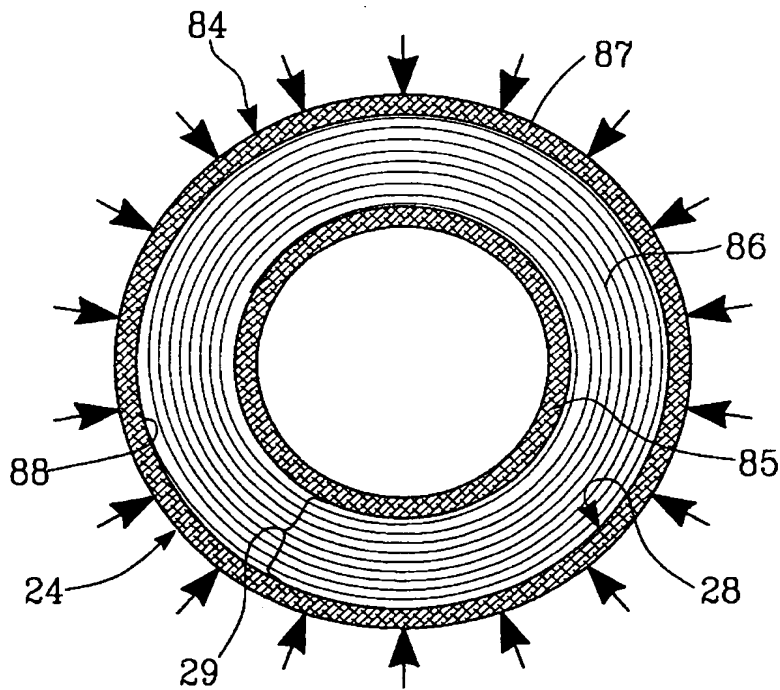


FIG. 29

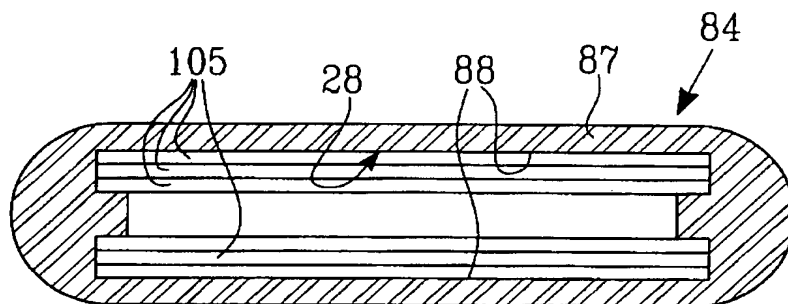


FIG. 30

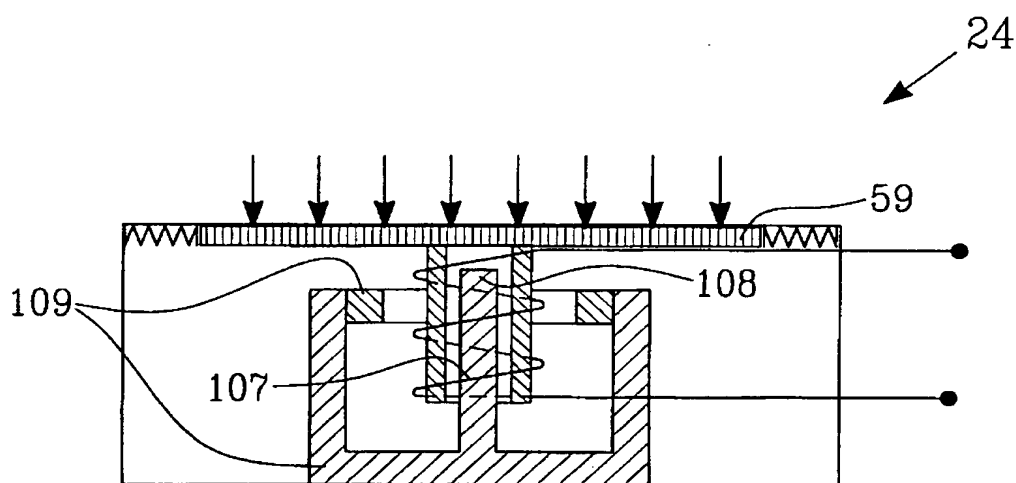


FIG. 31